

**UNIVERSIDADE METODISTA DE PIRACICABA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**

CHRISTIANE RIEDI

**AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DO DESEMPENHO
MUSCULAR RESPIRATÓRIO E PERIFÉRICO**

**Piracicaba
2006**

CHRISTIANE RIEDI

**AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA DO DESEMPENHO
MUSCULAR RESPIRATÓRIO E PERIFÉRICO**

Dissertação apresentada ao
Programa de Pós-Graduação em
Fisioterapia – Mestrado – da
Universidade Metodista de
Piracicaba, para obtenção do título
de Mestre em Fisioterapia.

Orientador: Prof. Dr. Dirceu Costa

Piracicaba
2006

Riedi, Christiane

Avaliação Eletromiográfica do Desempenho Muscular Respiratório e Periférico
Piracicaba, 2006.
165p.

Orientador: Prof. Dr. Dirceu Costa

Dissertação (mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia –
Universidade Metodista de Piracicaba

1-Eletromiografia 2- Desempenho muscular respiratório. 3- Desempenho
muscular periférico

*“Nunca ande pelo caminho traçado,
pois ele conduz somente até onde os
outros já foram”*

Graham Bell

DEDICATÓRIA

Aos meus pais Dianor e Lacy

Obrigada pela dedicação incondicional que me foi dada até hoje, ao incentivo de continuar sempre buscando os meus objetivos, ao amor e excesso de mimos, a paciência que sempre tiveram comigo e pela confiança que depositam em mim. Vocês não são apenas pais são SUPER PAIS.

Ao meu irmão Marcelo

Obrigado por torcer por mim, me ajudar sempre que precisei principalmente em questões computacionais e por sempre me incentivar, muitas vezes deixando de fazer suas coisas para que eu pudesse realizar as minhas.

Ao meu avô Marcelino

Lindo avô, meu espelho, meu orgulho, meu ídolo.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

AO PROF. DR. DIRCEU COSTA

Obrigada pela confiança que me foi dada, paciência com as dificuldades que passei no decorrer deste mestrado. Obrigada por me guiar em meus estudos, pois no início os problemas eram grandes e principalmente obrigado por me ensinar a verdadeira função de mestre.

“Quando falares, cuida para que tuas palavras sejam melhores que o silêncio”

(provérbio indiano)

Professor com certeza este foi o seu maior ensinamento.

AGRADECIMENTOS

Aos meus familiares que apesar de estarem longe sempre torcem pelo meu sucesso, minhas avós Ignês e Terezinha, meu avô José, meus tios e tias, e aos meus primos que pra mim são quase filhos.

Ao programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade Metodista de Piracicaba, por me proporcionar a realização deste mestrado.

Ao Prof. Dr. Rinaldo Guirro por estar sempre disposto a me ajudar e por ceder prontamente seu laboratório para a realização desta pesquisa.

A Prof.^a Dr.^a. Delaine Rodrigues, por me ajudar a entender a eletromiografia e me auxiliar nas dificuldades encontradas frente a esta ferramenta.

Aos demais professores do Programa, que de alguma forma contribuíram para meu amadurecimento profissional.

A secretária do PPG-Fisioterapia, Miriam, pela sua amizade, seus cuidados e por realizar o papel de mãe postiça tão bem. Muito obrigada.

Aos voluntários, que permitiram a realização desta pesquisa.

Aos meus amigos que ficaram no Paraná, mas com quem sempre mantenho contato.

Aos meus colegas de mestrado por dividir as disciplinas, experiências, angustias e alegrias.

Ao pessoal que contribuiu para minha pesquisa, Fabi, com que aprendi a manusear o eletromiografo, Cecília, que me auxiliou nas coletas e que ambas se tornaram amigas.

A todos os amigos que fiz nestes 2 anos, principalmente Vivi, Tati e Noemi com quem dividi muitas experiências, muitos momentos felizes, tristes e desejo a vocês muito sucesso. “Celebrar a vida é somar amigos, experiências e conquistas, dando-lhes sempre algum significado”. Obrigada

Ao Demian, pelos seus conhecimentos em análise de sinas, que com muita paciência desenvolveu a rotina utilizada neste trabalho. Obrigada por me ajudar a entender as análises dos sinais. De obrigada principalmente por além de seus conhecimentos profissionais, ter se tornado um grande amigo.

RESUMO

O sistema respiratório tem a função de manter uma boa ventilação e um adequado transporte de oxigênio, sendo assim qualquer alteração neste sistema pode resultar em diminuição do desempenho da musculatura respiratória como também do sistema músculo-esquelético. O objetivo deste estudo foi estudar as variáveis eletromiográficas de *Root Means Square* e Freqüência Mediana durante uma manobra de pressão inspiratória máxima e durante o Teste Ergométrico e Teste de Endurance Respiratória. Foram estudados 28 indivíduos (12 homens e 16 mulheres), sem comprometimentos cardiopulmonares, sedentários e não fumantes. Para a medida de pressão inspiratória máxima e para o teste de endurance respiratória foram estudados os músculos esternocleidomastóideo, intercostal externo e diafragma e para o teste ergométrico além dos músculos respiratórios foi estudado o músculo reto da coxa. Foi utilizado um módulo de aquisição de sinais (EMG1000 Lynx[®]) com 16 *bits* de resolução, com filtro passa-banda de 20-1000Hz e freqüência de amostragem de 2000 Hz. Os eletrodos (Lynx[®]) com ganho 20x, índice de rejeição de modo comum >100dB e taxa de ruído <3 μ V RMS foram posicionados longitudinalmente às fibras musculares dos músculos acima citados em hemicorpo direito. Os testes foram realizados em dias alternados. Após a aplicação do teste de normalidade foi utilizado o teste de Mann-Whitney para comparação entre os sexos, Correlação de Spearman para se observar a correlação entre os músculos respiratórios e a pressão inspiratória máxima, o

teste de Friedman seguido do seu post hoc de Dunn, para o estudo do comportamento das variáveis eletromiográficas no decorrer dos dois testes, além do teste de Wilcoxon para a comparação dos músculos respiratórios nos dois testes, com nível de significância estipulado em 5%. Foi observado que as variáveis eletromiográficas são diferentes entre os sexos para todos os músculos. Não foi verificada correlação entre root mean square, frequência mediana e pressão inspiratória máxima. No teste de endurance respiratória foi observado um aumento significativo no valor de *root mean square* para os músculos esternocleidomastoideo e intercostal externo e uma diminuição da frequência mediana no músculo diafragma para as mulheres, nos homens o aumento nos valores de *root mean square* foi observado nos músculos intercostal e diafragma. No teste ergométrico verificou-se um aumento no *root mean square* nos músculos esternocleidomastoideo e reto da coxa em ambos os sexos e uma diminuição de frequência mediana dos músculos esternocleidomastoideo e reto da coxa nas mulheres enquanto que nos homens somente no reto da coxa. Quando comparados os dois testes foi verificado que os músculos respiratórios se comportam de forma diferenciada. Conclui-se que as manobras de pressão inspiratória máxima devem ser consideradas globais, pois ativam todos os músculos respiratórios, que os músculos respiratórios se comportam de maneira diferente dependendo da carga imposta, que os homens e as mulheres possuem estratégias musculares diferentes para a realização dos testes, ocorre um maior recrutamento dos músculos estudados com o aumento da carga observado pelo aumento do valor de root mean square.

Palavras-Chaves: pressão inspiratória máxima, root mean square, frequência mediana, teste ergométrico, teste de endurance respiratória, eletromiografia.

ABSTRACT

The respiratory system has the function to maintain a good ventilation and proper oxygen transport appropriated, so any changes in this system may result in a decrease of both the respiratory and peripheral musculoskeletal performance. The aim of this study was study the electromyographic variables of the root mean square and median frequency during the maximal inspiratory pressure measurement, the ergometric test and the endurance respiratory test. Twenty-eight volunteers participated in this experiment (12 males and 16 females). All volunteers show no cardiorespiratory pathologies, were sedentary and non-smokers. Sternocleidomastoid, external intercostals and diaphragm muscles were analyzed during the maximal inspiratory pressure measurement. Rectus femoralis muscles were also recorded. A signal acquisition module (EMG1000 Lynx[®]) with resolution of 16bits, and band pass filter with cutt-off frequency at 20-1000Hz and sample frequency of 2000Hz was used. The electrodes (Lynx[®]) with a gain of 20X and common mode rejection rate > 100 dB and signal-noise-range < 3 μ VRMS were perpendicularly fixed on the muscle belly on the right hemibody. The tests were carried out on alternate days. After the use of the normality test, the Mann-Whitney test was applied to verify the sex differences; the Spearman Correlation was used to evaluate the correlation between the respiratory muscles and the maximal inspiratory pressure measurement. The Friedman test followed by the Dunn post-hoc was used to the analyze of electromyographic variables behavior during the endurance respiratory test and

the ergometric test. The Wilcoxon test was applied to compare the respiratory muscles in both tests, considering a level of significance of $p < 0,05$. Differences in the electromyographic variables between the sexes were observed. No correlation was verified among the root means square, median frequency and maximal inspiratory pressure. The endurance respiratory test presented a significant increase in the root means square value of the sternocleidomastoid and intercostal muscles and a decrease in the median frequency of the diaphragm muscles for women, while, for men, an increase of the root mean squares values of the intercostals and diaphragm muscles was observed. The ergometric test showed an increase in the root means square of the sternocleidomastoid and recto femoralis for both men and women and a decrease in the median frequency of the sternocleidomastoid and rectus femoralis for women, while for men such decrease was just observed in the recto femoralis. Comparing both tests it was observed that the inspiratory muscle pressure might be global, since it activates all the respiratory muscles and they behave differently according to the load, men and women have different muscular strategies to perform the tests; and the root means square increase demonstrated higher recruitment of the muscles according to the load.

Key-words: Maximal Inspiratory Pressure, Ergometric Test, Endurance Respiratory Test, Electromyography, Root Means Square and Median Frequency.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 01: Sistema de montagem do módulo de aquisição de sinais da Lynx[®], com o isolamento elétrico para retirada de eventuais ruídos oriundos da rede elétrica.....53
- Figura 02: Sistema de aquisição de dados. (A) módulo condicionador de sinais EMG1000 (Lynx[®]) com 5 conectores ativos e 2 para instrumentação; (B) sistema conversor de sinais.....54
- Figura 03: A: eletrodo ativo; B: eletrodo de referência; C: eletrogoniômetro.....55
- Figura 04: Alguns equipamentos utilizados para a realização deste estudo A: Manovacuômetro marca Ger-Ar; B: Oxímetro de Pulso NONIN[®]; C: Esfigmomanômetro e estetoscópio.....57
- Figura 05: Threshold IMT[®] utilizado no TER; A: válvula com mola para a regulação da pressão desejada.....58
- Figura 06: Metrônomo marca Korg[®]59
- Figura 07: Cicloergômetro tipo vertical de frenagem mecânica da marca Monark[®]60
- Figura 08: Posicionamento dos eletrodos para captação dos sinais eletromiográficos (A): músculo esternocleidomastoide (B):músculo intercostal externo; (C): músculo diafragma.....62
- Figura 09: Posicionamento do eletrodo para o músculo reto da coxa: distância 2X do ponto motor.....65
- Figura 10: Filtro do tipo Chebyshev com frequência de corte em 50Hz de ordem 9.....67
- Figura 11: Sinal eletromiográfico do músculo intercostal com e sem o filtro durante o repouso. A: sinal bruto com interferência da componente cardíaca, cujos picos na amplitude do sinal são resultantes do complexo QRS; B: exemplo de um registro eletrocardiográfico, sendo visível o complexo QRS, C: sinal eletromiográfico após a aplicação do filtro.....69

- Figura 12: Sinal eletromiográfico filtrado (preto) e não filtrado (em vermelho) sobrepostos dos músculos da região do diafragma em repouso...70
- Figura 13: Atividade elétrica do músculo intercostal externo durante o ciclo respiratório; A: músculo intercostal externo após o uso do filtro projetado, faixa de amplitude do sinal entre -30 e 30 μV ; B: músculo intercostal externo sem o uso do filtro, faixa de amplitude entre -30 a 40 μV71
- Figura 14: Representação do protocolo em degrau utilizado no teste de esforço r1: repouso 1 minuto; r3: repouso 3 minutos; r6: repouso 6 minutos.....73
- Figura 15: Esquema ilustrativo do teste ergométrico associado a EMGs. A: microcomputador; B: eletromiógrafo; C: eletrodos de superfície fixados a pele para a captação dos registros eletromiográficos; D: eletrodo de referência; E: eletrogoniômetro; F: oxímetro de pulso.....75
- Figura 16: Esquema do teste de endurance respiratória associada a eletromiografia. A: *threshold IMT*[®], B: Eletrodos utilizados para a captação dos sinais eletromiográficos, C: eletromiógrafo; D: Microcomputador.....76
- Figura 17: Esquema ilustrativo das rotinas utilizadas para a análise dos dados eletromiográficos - RMS: root means square; FM: frequência mediana; \emptyset : não optado para análise, CV: coeficiente de variação.....80
- Figura 18: Síntese gráfica dos valores em média e desvio-padrão das medidas de pressões inspiratórias e expiratórias máximas obtidas e preditas. * estatisticamente significativo na comparação entre os sexos; † estatisticamente significativo entre os valores obtidos e preditos. Plmáx: pressão inspiratória máxima; PEmáx: pressão expiratória máxima.....81
- Figura .19: Comportamento da FC no decorrer do TE para ambos os sexos. RI: repouso inicial; IT: início do teste; 50%TE: 50% do teste; 100%TE: 100% do teste; RF: repouso final; bpm: batimentos por minuto.....92
- Figura 20: Sensação de dispnéia e cansaço em membros inferiores durante o TE, para ambos os sexos, avaliados através da escala de Borg. MMII: membros inferiores; FEM: feminino; MASC: masculino; RI:

repouso inicial; IT: início do teste; 50%TE: 50% do teste; 100%TE: 100% do teste; RF: repouso final.....93

- Figura 21: Comportamento médio dos músculos SCM feminino para variável de FM quando comparado os dois testes; TE: teste ergométrico; TER: teste de endurance respiratória; * $p < 0,05$; $n=16$94
- Figura 22: Comportamento médio do músculo INT feminino para variável de RMS_{nor} quando comparado os dois testes; TE: teste ergométrico; TER: teste de endurance respiratória; * $p < 0,05$; $n=16$95
- Figura 23: Comportamento médio do músculo SCM masculino para variável de FM quando comparado os dois testes; TE: teste ergométrico; TER: teste de endurance respiratória; * $p < 0,05$; $n= 12$96
- Figura 24: Comportamento médio do músculo SCM masculino para variável de RMS_{nor} quando comparado os dois testes; TE: teste ergométrico; TER: teste de endurance respiratória; * $p < 0,05$; $n= 12$97
- Figura 25: Comportamento médio do músculo INT masculino para variável de FM quando comparado os dois testes; TE: teste ergométrico; TER: teste de endurance respiratória; * $p < 0,05$; $n= 12$98
- Figura 26: Comportamento dos músculos respiratórios nos dois testes estudados: A: músculo SCM (vermelho) durante o TER; B: músculo SCM(vermelho) durante o TE; C: músculo INT(verde) durante o TER; D: músculo INT(verde) durante o TE; E: músculo DIA(rosa) durante o TER; F: músculo DIA(rosa) durante o TE.....99

LISTA DE TABELAS

Tabela 01: Média e desvio padrão das características antropométricas dos voluntários separados pelo sexo.....	51
Tabela 02: Média e desvio padrão das pressões respiratórias máximas em cm H ₂ O para ambos os sexos.....	82
Tabela 03: Resultados da correlação entre a pressão inspiratória máxima e as variáveis eletromiográficas para todos os músculos estudados em ambos os sexos.....	84
Tabela 04: Valores de RMS _{nor} para todos os músculos estudados no teste de endurance respiratória para ambos os sexos.	85
Tabela 05: Valores de FM para todos os músculos estudados no teste de endurance respiratória para ambos os sexos. A: tabela do sexo feminino; B: tabela do sexo masculino.....	86
Tabela 06: Resultados dos valores de RMS _{nor} para ambos os sexos durante o TE; A: valores de RMS _{nor} para o sexo feminino; B: valores de RMS _{nor} para o sexo masculino.....	88
Tabela 07: Resultados dos valores de FM para ambos os sexos durante o TE; A: valores de FM para o sexo feminino; B: valores de FM para o sexo masculino.....	90
Tabela 08: Médias e desvio padrão das variáveis fisiológicas de FC e SpO ₂ para ambos os sexos durante o TE.....	91

LISTA DE ANEXOS

ANEXO A- Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	152
ANEXO B- Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa.....	155
ANEXO C- Ficha de avaliação.....	156
ANEXO D- Escala de Borg.....	158

LISTA DE APÊNDICES

APÊNDICE A- Coeficiente de variação e erro padrão da variável eletromiográfica de RMS para TER.....	160
APÊNDICE B- Coeficiente de variação e erro padrão da variável eletromiográfica de FM para TER.....	161
APÊNDICE C- Coeficiente de variação e erro padrão da variável eletromiográfica de RMS para TE.....	162
APÊNDICE D- Coeficiente de variação e erro padrão da variável eletromiográfica de FM para TE.....	163
APÊNDICE E- Intervalo de confiança e teste de normalidade das variáveis fisiológicas durante o TE.....	164
APÊNDICE F- Intervalo de confiança e teste de normalidade das medidas de pressões respiratórias e variáveis eletromiográficas.....	165
APÊNDICE G- Teste de normalidade e intervalo de confiança para as variáveis eletromiográficas durante o TE.....	166
APÊNDICE H- Teste de normalidade e intervalo de confiança para as variáveis eletromiográficas durante o TER.....	167

LISTA DE ABREVIATURAS

100% TE- 100% do Teste Ergométrico

100%TER- 100% do Teste De Endurance Respiratória

50% TE- 50% do Teste Ergométrico

50%TER- 50% do Teste Ergométrico

Ag/AgCl- Prata/Cloreto de Prata

AH- Ampere Hora

ATP- Adenosina Trifosfato

bpm- batimentos por minuto

cmH₂O- Centímetros de água

CPT- capacidade pulmonar total

CT- Caixa Torácica

CVM- Contração Voluntária Máxima

CVMI- Contração Voluntária Máxima Isométrica

CV- Coeficiente de Variação

Db- decibéis

DIA- Diafragma

DPOC- Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica

ECG- eletrocardiograma

EMG- Eletromiografia

EMGs- Eletromiografia de Superfície

EMI- Endurance Muscular Inspiratória
EP- Erro Padrão
ET- Ergometric test
ERT- Endurance respiratory test
FA- Frequência de Amostragem
FC- Frequência Cardíaca
FCmáx- Frequência Cardíaca Máxima
FFT- Transformada Rápida de Fourier
FM- frequência mediana
FMI- força muscular inspiratória
Hz- Hertz
IMC-Índice de Massa Corpórea
INT- Intercostal Externo
IRMC- Índice de Rejeição de Modo Comum
IT- início do teste
MF- Median frequency
MMII- membros inferiores
mmHg- Milímetros de mercúrio
MIP- maximal inspiratory pressure
 μV - Micro Volt
Pdi- Pressão Transdiafragmática
PEmáx- Pressão Expiratória Máxima
PImáx- Pressão Inspiratória Máxima

Pth- Pressão do Threshold

PVC- Policloreto de Vinila

RC- Reto da Coxa

RI- Repouso Inicial

RF- Repouso Final

RMS- Root Mean Square

RMS_{nor} - RMS normalizado pelo pico do sinal eletromiográfico

rpm- Rotações por minuto

SCM- Esternocleidomastoideo

SpO₂- Saturação periférica de oxigênio

TBP- transplante bilateral de pulmão

TE- Teste ergométrico

TER - Teste de Endurance Respiratória

TIP - Técnica de threshold com carga inspiratória progressiva

VCFM- Velocidade de Condução da Fibra Nervosa

VO_{2máx} – Consumo máximo de oxigênio

VR- Volume residual

SUMÁRIO

1. Introdução.....	25
2. Revisão Bibliográfica.....	29
2.1 Fadiga neuromuscular.....	29
2.2 Fadiga muscular respiratória.....	30
2.3 Classificação da fadiga.....	32
2.3.1 Fadiga Central.....	32
2.3.2 Fadiga Periférica.....	33
2.4 Teste ergométrico(TE).....	34
2.4.1 Repercussão ventilatória e dos músculos respiratórios ao teste de esforço.....	36
2.5 Teste de Endurance Respiratória.....	38
2.6 Eletromiografia.....	40
2.6.1 Eletromiografia e o TE.....	43
2.6.2 Eletromiografia e os músculos respiratórios.....	46
3. Objetivos.....	50
4. Materiais e Métodos.....	51
4.1 Voluntários.....	52
4.2 Local da Pesquisa.....	52
4.3 Instrumentação.....	52
4.3.1 Eletromiógrafo e eletrodos.....	52

4.3.2 Eletrogoniômetro.....	56
4.3.3 Manovacuômetro.....	56
4.3.4 Oxímetro de Pulso.....	57
4.3.5 Esfigmomanômetro e Estetoscópio.....	58
4.3.6 Threshold IMT.....	58
4.3.7 Metrônomo.....	59
4.3.8 Cicloergômetro.....	59
4.4 Posicionamento dos eletrodos.....	61
4.4.1 Músculo Esternocleidomastóideo (SCM).....	61
4.4.2 Músculo Intercostal externo (INT).....	60
4.4.3 Músculo da região diafragmática (DIA).....	62
4.4.4 Músculo Reto da Coxa.....	64
4.4.5 Eletrodo de referência.....	65
4.5 Projeto de filtragem da frequência cardíaca do registro da EMGs.....	65
4.6 Procedimento experimental.....	71
4.6.1 Colocação dos eletrodos.....	72
4.6.2 Teste ergométrico.....	72
4.6.3 Teste de endurance respiratória.....	75
4.7 Processamento dos sinais eletromiográficos.....	77
4.8 Análise Estatística.....	80
5. Resultados.....	82
5.1 Força Muscular Respiratória.....	82
5.2 Teste de Endurance Respiratória.....	84

5.3 Teste Ergométrico.....	87
5.4 Comparação intra-músculos.....	93
6. Discussão.....	100
6.1 Posicionamento dos Eletrodos.....	100
6.1.1 Músculo Esternocleidomastoideo.....	100
6.1.2 Músculo Intercostal Externo.....	101
6.1.3 Músculo Diafragma.....	102
6.1.4 Músculo Reto da Coxa.....	103
6.2 Normalização.....	104
6.3 Força Muscular Respiratória.....	105
6.3.1 Correlação entre as variáveis eletromiográficas e a PImáx.....	106
6.4 Diferença entre os sexos.....	108
6.5 Teste de Endurance Respiratória.....	114
6.6 Teste Ergométrico.....	120
6.7 Diferença Intra-Músculos.....	129
7. Considerações Finais.....	133
8. Referências Bibliográficas.....	135
9. Anexos.....	151
10. Apêndices.....	159

1. Introdução

O transporte adequado de oxigênio aos vasos sanguíneos é considerado a principal função dos pulmões, onde é necessária uma geração de fluxo para as regiões alveolares em decorrência de gradientes pressóricos gerados pelos músculos respiratórios (POLLA *et al.*, 2004).

Apesar das funções respiratórias serem vitais e não permitirem repouso aos músculos da respiração, estes possuem a mesma estrutura e função que todos os músculos esqueléticos do tronco e membros, e sua especialização é diretamente derivada das fibras que os compõem.

A compreensão das alterações fisiológicas dos músculos respiratórios frente a um esforço físico é um assunto bastante explorado pela fisiologia do exercício, pois um bom funcionamento desta musculatura resulta em uma melhora no desempenho de atletas de alto nível, além da grande importância na prática clínica, como para as pulmonares crônicas (THOMPSON *et al.*, 2000; MADOR *et al.*, 2000), Parkinson (HASS; TREW; CASTLE, 2004), e cardiovasculares (KUFEL *et al.*, 2002; LAVIETES *et al.*, 2004) cujas alterações clínicas resultam em fraqueza desta musculatura.

Outro foco de pesquisa é a relação existente entre a eficiência ventilatória e os músculos periféricos, no qual se acredita que exercícios de alta intensidade e exaustivos como a corrida e o ciclismo com valores de $85\%VO_{2máx}$, podem induzir indivíduos saudáveis à fadiga da musculatura respiratória (BABCOCK *et*

al., 1995, 1996; PERRET *et al.*, 1999), bem como da musculatura periférica (HUG *et al.*, 2004).

Neste contexto a fadiga pode ser definida como uma redução na capacidade de desenvolver força e/ou velocidade resultante de uma atividade muscular acima do previsto, reversível com repouso (NHLBI WORKSHOP 1990; ATS, 1999).

Perret *et al.* (1999) reportaram que diferentes métodos para a avaliação da fadiga respiratória têm sido sugeridos, onde Polla *et al.* (2004) defendem que com a necessidade de um trabalho ventilatório aumentado, os músculos acessórios da respiração são recrutados como auxiliares do diafragma e por isso devem ser investigados.

Para a avaliação dos músculos respiratórios existem métodos específicos para esta musculatura (MADOR *et al.*, 2000) como também a análise das respostas ventilatórias frente a um esforço físico global como nos exercícios de endurance pesados (MADOR *et al.*, 2000).

Perret *et al.* (2000), avaliaram o desempenho muscular respiratório após exercício físico a 65, 75, 85 e 95% do pico de consumo máximo de oxigênio em cicloergômetro utilizando o teste de endurance muscular respiratória e verificaram que ocorria uma diminuição da endurance respiratória após todas as cargas impostas. Quando comparado à condição ventilatória com os músculos periféricos durante o exercício físico, Hug *et al.* (2004) detectaram uma queda progressiva entre as variáveis ventilatórias de VO_2 e as eletromiográficas de RMS com a atividade física.

Além dos exercícios de alta intensidade como a cicloergometria, outra forma de se avaliar a fadiga muscular respiratória é através de exercícios frente a uma carga inspiratória resistida onde Sheel *et al.* (2001, 2002) e Luo *et al.* (2001), verificaram uma fadiga diafragmática e um maior recrutamento dos músculos acessórios da respiração.

Como forma de avaliação, observa-se um interesse no estudo de métodos não invasivos que possibilitem a aplicação na prática clínica (PERRET *et al.*, 1999), neste contexto a eletromiografia de superfície (EMGs) pode ser uma ferramenta útil empregada na avaliação muscular respiratória (MAARSHINGH *et al.*, 2000) e periférica (MADOR *et al.*, 2003; GOSSELIN *et al.*, 2003)

A EMGs, técnica não invasiva, é empregada para avaliar a atividade muscular em diferentes situações, podendo ser utilizada como um instrumento de avaliação para pacientes respiratórios, como forma de investigação da musculatura respiratória durante diferentes manobras respiratórias e volumes pulmonares (GANDEVIA; MCKENZIE, 1986; BRONCATISANO; ENGEL; LORIG, 1993), em condições de fadiga e em diferentes posturas (BADIER *et al.*, 1993; RIMMER; FORD; WITELAW, 1995).

Existem muitos métodos de análise do sinal eletromiográfico, entre os quais, o mais utilizado para análise do comportamento do sinal é a raiz quadrada da média das amplitudes dos sinais eletromiográficos, denominada *Root Mean Square (RMS)*, cuja amplitude está diretamente relacionada com o recrutamento de unidades motoras. A frequência mediana (FM), em Hz do sinal

eletromiográfico, corresponde à frequência onde o espectro de potência da EMGs é dividido em duas partes contendo a mesma energia (BILODEAU *et al.*, 1997). Por meio da FM é possível analisar também a velocidade de condução de fibras musculares em função de seu diâmetro (PINCIVERO; COELHO, 2000) como também a fadiga eletromiográfica (OLIVEIRA, 2002).

Em relação aos músculos respiratórios, Duiverman *et al.* (2004), após avaliarem a musculatura respiratória de pacientes DPOC e indivíduos saudáveis, verificaram que a EMGs pode ser empregada nestes voluntários, também observaram um aumento da atividade elétrica com o aumento da carga imposta aos músculos respiratórios, resultados que estão de acordo com Ratnovsky *et al.*(2003). Esta técnica também foi empregada por Maarshingh *et al.* (2000, 2002) na avaliação da musculatura respiratória em crianças asmáticas e por Reynaud-Gaubert *et al.* (2004) na avaliação da força diafragmática e da tolerância à fadiga após transplante pulmonar em adultos.

Com isso justifica-se o uso da EMGs na avaliação da musculatura respiratória e periférica em indivíduos saudáveis, especialmente frente ao exercício físico, para que se consiga observar o comportamento das musculaturas respiratórias e periféricas para então, futuramente, utilizá-la em pacientes respiratórios como proposto por Ratnovsky *et al.* (2003).

2. Revisão Bibliográfica

2.1. Fadiga neuromuscular

A fadiga neuromuscular vem sendo estudada há muitas décadas e desde então inúmeras definições têm sido apresentadas. De modo geral a fadiga neuromuscular pode ser definida como uma queda na capacidade de manter uma força específica ou em produzir força (SEJERSTED e SJOGAARD, 2000; SPENDIFF, LONGFORD, WINTER, 2002)

Existe uma série de fatores que envolvem o mecanismo da fadiga, os quais podem agir em numerosos sítios do sistema neuromuscular, além de dependerem das condições de exercício ou esforço físico e do nível de condicionamento físico dos indivíduos estudados (FITTS e BALOG, 1996; STROJNIK e KOMI, 2000).

Durante exercícios físicos de alta intensidade, pode-se observar uma série de alterações que incluem o acúmulo de fosfato inorgânico e de hidrogênio, mudanças iônicas e um aumento da concentração de potássio extracelular que agem como um bloqueio na condução para a propagação dos potenciais de ação (STROJNIK e KOMI, 2000; LATTIER *et al.*, 2004).

Nesses exercícios, deve-se levar também em consideração o aumento no número e tipos de fibras musculares recrutadas. Green e Dawson (1995) observaram que em exercícios muito leves, ocorre uma maior contribuição das fibras musculares do tipo lenta, resistentes a fadiga, na produção de força/torque

e que como resultado do aumento da intensidade do exercício verifica-se um maior recrutamento de fibras musculares de contração rápida, mais sensíveis à fadiga, porém necessárias para geração de maior tensão.

Beelen e Sargeant (1993) ao estudarem a fadiga neuromuscular em exercícios submáximos a altas e baixas velocidades hipotetizaram que, durante exercícios em bicicleta ergométrica a baixas velocidades, ocorria uma maior contribuição de fibras do tipo lenta, e que em exercícios de alta velocidade havia um maior recrutamento de fibras do tipo rápidas. Com isso concluíram que os exercícios em altas frequências de pedalagem resultam na produção de força, além de necessitar maiores ações musculares, aumentando assim o consumo de adenosina trifosfato (ATP).

2.2. Fadiga muscular respiratória

Levando-se em consideração que a respiração é crucial para a vida, onde a principal função dos pulmões é o transporte de oxigênio aos vasos sanguíneos e que para isto, é necessário uma geração de fluxo para região alveolar, decorrente de gradientes pressóricos gerados pelos músculos respiratórios (POLLA *et al.*, 2004), fica evidente a importância destes músculos para um bom funcionamento da fisiologia respiratória.

Apesar da semelhança com os músculos esqueléticos, que se encurtam a uma velocidade particular e desenvolvem força, para os músculos respiratórios não é permitido o repouso, havendo assim a necessidade de sofrerem

especializações tanto musculares quanto neurais, que possam suportar esta solicitação contínua de sua atividade (GANDEVIA, McKENZIE, 1986). Talvez devido a sua importância, os músculos respiratórios têm sido exaustivamente estudados, tanto em indivíduos saudáveis como em indivíduos portadores de doenças pulmonares crônicas, doenças cardíacas e de ordem neurológica (ZHU *et al.*, 1997; MADOR *et al.*, 2000; KUFEL *et al.*, 2002; HASS, TREW, CASTLE, 2004).

Caracteristicamente o diafragma possui 55% de fibras lentas, o que o faz ser classificado como um músculo resistente à fadiga (OROZCO-LEVI, 2003; POLLA *et al.*, 2004). Apesar desta resistência à fadiga, o interesse pelos músculos respiratórios cresceu principalmente após ser verificado que estes, em algumas situações, entravam em processo de fadiga.

Com o crescimento do interesse nos estudos da fadiga muscular respiratória, em 1988 em Kansas, foi realizado um *workshop* com o objetivo de organizar as pesquisas nesta área. Desta forma, foi definida pela NHLBI WORKSHOP (1990) que fadiga é uma redução na capacidade de gerar força e/ou velocidade resultante da atividade muscular acima do previsto que é reversível com repouso, diferentemente da fraqueza cujo prejuízo não é reversível com o repouso. Esta definição é mantida até os dias de hoje sendo sustentada pela *American Thoracic Society/ European Respiratory Society (ATS/ERS)* (2002).

2.3 Classificação da fadiga

Bellemare e Bigland-Ritchie (1987) acreditavam ser conveniente classificar a fadiga em diferentes tipos, pois se consegue representar os diferentes mecanismos biofísicos do desenvolvimento da fadiga e suas diferenças fisiológicas. Existem diferentes classificações para fadiga, porém a ATS/ERS (2002) coloca como a mais utilizada aquela que subdivide a fadiga em central, periférica de alta e de baixa frequência.

2.3.1 Fadiga Central

Fadiga central é considerada aquela na qual a geração de força muscular durante as contrações sustentadas e repetidas se torna limitada devido a um declínio da produção motoneural. E acredita-se que este tipo de fadiga está presente quando um esforço voluntário máximo produz menos força que a estimulação elétrica. Bellemare e Bigland-Ritchie (1987) constataram que a fadiga diafragmática central pode ser desenvolvida durante respirações com cargas, o que está de acordo com Scardella, Santiago e Edelman (1998).

Autores como Petrozzin *et al.* (1992); Scardella, Santiago e Edelman (1998) concluíram que este tipo de fadiga pode resultar de uma diminuição na produção de estímulos neurais do centro respiratório motor observado pela diminuição do volume corrente e da pressão transdiafragmática (Pdi). Estas

limitações centrais podem ser encontradas em pacientes com doenças crônicas que levem a hipercapnia crônica.

2.3.2 Fadiga Periférica

A fadiga periférica refere-se a uma falha na junção neuromuscular ou em estruturas mais distais a ela, que resultam em diminuição da velocidade e produção de força muscular em resposta a estimulação elétrica.

As respostas musculares decorrentes da sobrecarga de estímulos elétricos entre 50 a 100Hz são classificadas como fadiga periférica de alta frequência, a qual poderá ser encontrada quando se realizam respirações frente a cargas inspiratórias resistidas de alta intensidade, mesmo em indivíduos sem comprometimentos pulmonares, como no estudo de Aubier *et al.* (1981).

A resposta muscular resultante da sobrecarga de estímulos elétricos que variam de 1 a 20 Hz é nomeada fadiga de baixa frequência, e é encontrada em músculos como diafragma e esternocleidomastoideo quando indivíduos saudáveis respiram frente a uma alta carga resistida ou quando são estimulados a sustentar uma ventilação voluntária máxima por muito tempo (WARGG *et al.*, 1992).

Sabe-se que os três processos de fadiga podem ocorrer simultaneamente quando os músculos respiratórios se confrontam com uma carga de trabalho excessiva, respondendo de forma aguda a esta carga, porém apenas a fadiga central e a periférica de alta frequência são revertidas rapidamente, isto é, assim

que os níveis fatigantes de contração muscular cessem. Já a fadiga periférica de baixa frequência pode persistir por horas.

2.4 Teste ergométrico (TE)

Existe uma variedade grande de tipos de testes que podem ser realizados em cicloergômetros, esteiras ergométricas, aparelhos isocinéticos entre outros. Dentre os testes realizados em cicloergômetro podemos citar os de carga constante, duração constante, potência constante, teste incremental e potência crítica (PATON E HOPKINS, 2001), cuja eleição do teste se dá de acordo com o objetivo a ser alcançado.

Nos testes de exercício incremental que medem a linearidade da tolerância aos esforços, a taxa de trabalho tem sido um procedimento recomendado para uma pesquisa inicial dos testes de exercício clínico (PORSZASZ *et al.*, 2003).

O teste incremental envolve uma série de períodos de trabalho com uma potência constante com intensidade progressiva entre as séries, com incremento médio entre 25 a 30 watts por série, que duram poucos minutos, entre 1 a 3 minutos. Rotineiramente é utilizado para verificar alterações nas variáveis respiratórias, concentração de ácido láctico e conseqüentemente fadiga (HOPKINS, SCHABORT e HAWLEY, 2001).

Para realização deste teste alguns autores como Jacobs *et al.* (1993) e Lamonte e Ainsworth (2001) defendem o uso da esteira ergométrica, pois este

modo de exercício se aproxima das atividades de vida diária, entretanto, Freldenreich e Rohan (1995) e Macera e Prat (2000) preferem o uso do cicloergômetro, mencionando aspectos de segurança na performance do teste, facilidade para a coleta de amostras sanguíneas e medida da pressão arterial, além de quantificar precisamente a taxa de trabalho durante o teste.

Existem diferentes cicloergômetros para a realização dos testes, dentre eles os mais comuns são os de frenagem mecânica, frenagem eletromagnética e os que atuam através de frenagem aérea. Cada tipo de ergômetro possui prós e contras, porém, dentre eles, Martin *et al.* (1998) classificaram o cicloergômetro de frenagem mecânica Monark[®] como sendo o padrão ouro.

Porém, para que se possa garantir a fidedignidade destes equipamentos, a literatura mostra a necessidade de uma calibração periódica (MAXWELL *et al.*, 1998; WOODS *et al.*, 1994).

Após a escolha do teste incremental baseada no objetivo do estudo, deve-se então eleger o protocolo a ser utilizado. No protocolo do tipo rampa ocorre um aumento contínuo da carga de trabalho (a cada 1 a 2 segundos) no decorrer do tempo, enquanto que no protocolo em degrau o aumento da carga ocorre de maneira brusca, normalmente entre 20 a 30 watts, no tempo estipulado (ATS/ACCP, 2003).

2.4.1 Repercussão ventilatória e dos músculos respiratórios ao teste de esforço

O TE tem sido empregado na investigação do gasto energético, da atividade muscular, da condição cardiovascular e respiratória de atletas (HUG *et al.*, 2003, 2004), de pacientes portadores de DPOC (GOSSELINK, *et al.* 2003; MADOR, KUFLE e PINEDA, 2002) e de portadores de patologias cardíacas (KUFEL *et al.*, 2002).

Esses testes são normalmente associados com a ergoespirometria (KRISHNAN *et al.*, 1996; NEDER *et al.*, 2001) e/ou eletromiografia (HUG *et al.*, 2004; SCHEUERMANN *et al.*, 2001; LEPERS *et al.*, 2000).

A determinação do desempenho ventilatório em exercícios de alta intensidade como no TE tem sido amplamente utilizada, podendo ser empregado como forma de avaliação da fadiga respiratória.

Jhonson *et al.* (1993) e Babcock *et al.* (1995; 1996) observaram uma diminuição da pressão transdiafragmática após exercícios globais exaustivos com intensidades acima de 85% do $VO_{2máx}$.

Boussana *et al.* (2003) avaliaram o efeito do ciclismo com corrida sucessiva na performance muscular respiratória em triatletas e concluíram que o ciclismo com corrida sucessiva, porém não exaustiva, induzem a uma diminuição da força e endurance muscular respiratória. Sugeriram também, que o ciclismo pode ser uma das atividades mais fortes e que geram maiores repercussões na função muscular respiratória.

Gudjonsdotti *et al.* (2001) utilizaram o cicloergômetro para verificar o efeito da altitude na fadiga diafragmática e concluíram que apesar de, tanto ao nível do mar quanto em altas altitudes, ocorrer a presença da fadiga diafragmática, em altas altitudes ocorria uma sobrecarga dos músculos acessórios da respiração. Esses achados vão de encontro com os de Harms *et al.* (2000) e Perret *et al.* (2000) que ao avaliarem o trabalho muscular respiratório em ciclistas e indivíduos saudáveis, respectivamente, verificaram a presença de fadiga diafragmática após um teste de esforço máximo e que esta era acompanhada do uso excessivo da musculatura acessória da respiração.

Mador e Dahuja (1996) ao estudarem indivíduos saudáveis conseguiram verificar que a fadiga diafragmática pode ocorrer após exercícios de alta intensidade sugerindo que esta seja esforço-dependente.

Já Babcock *et al.* (1995) ao investigarem indivíduos treinados e altamente treinados utilizando a estimulação frênica, verificaram uma queda na Pdi imediatamente após o exercício com recuperação em 60 minutos, porém observaram que os indivíduos altamente treinados eram parcialmente protegidos da fadiga diafragmática, apesar dos altos requerimentos ventilatórios, porque sua resposta hiperventilatória ao exercício foi reduzida e seu diafragma menos utilizado.

2.5 Testes de endurance respiratória (TER)

Para a ATS/ERS (2002), a endurance muscular é definida como a habilidade de sustentar uma tarefa muscular específica durante um tempo pré-determinado. A endurance é determinada por atividades específicas onde diferentes esforços resultam numa variação do padrão de recrutamento das unidades motoras e sinergia de grupos musculares.

A medida da endurance muscular inspiratória (EMI) é considerada importante, pois segundo Johnson; Cowley e Kinneer, (1997) é a medida que reflete de forma mais acurada a função normal dos músculos respiratórios. Eastwood, Hillman, Finucane (2001) ao estudarem a performance e a força muscular respiratória em atletas e em sedentários observaram que apesar da medida de P_{Imáx} se apresentar semelhante para ambos os grupos, a EMI foi maior para os voluntários atletas.

Existem diferentes formas de avaliação da EMI e o método eleito para a avaliação está diretamente relacionado com os resultados encontrados. Diferenças no tipo de carga aplicada e no modo de emprego desta carga, o grau de motivação do sujeito, o controle do padrão respiratório e o efeito do aprendizado, podem interferir nos resultados dos testes (ATS/ERS, 2002; EASTWOOD; HILLMAN; FINUCANE, 2001).

Os testes de endurance muscular respiratória têm sido empregados para avaliar o efeito do treinamento muscular respiratório em indivíduos saudáveis (SONETTI *et al.*, 2001), em portadores de DPOC (LARSON *et al.*, 1999b) e em

pacientes com falência cardíaca crônica (LAOUTARIS *et al.* 2004), além de serem utilizados para avaliar a EMI em atletas (HOLM, SATTLER, FREGOSI, 2004; WILLIAMS *et al.*, 2002; EASTWOOD, HILLMAN, FINUCANE, 2001) e em portadores de distrofia muscular de Duchenne (MATECKI *et al.*, 2001).

Dentre as técnicas usadas para medir a EMI as mais utilizadas são a ventilação voluntária máxima e a endurance imposta por cargas externas, onde nesta última, destaca-se o *threshold* com carga inspiratória, podendo ser constante ou incremental (ATS/ERS, 2002; JOHNSON; COWLEY E KINNEAR, 1997).

A técnica de *threshold* com carga inspiratória progressiva (TIP) é um método que envolve um aumento progressivo da pressão do *threshold* (Pth), que deve ser desenvolvida com um fluxo inspiratório inicial com incrementos até que o indivíduo seja incapaz de continuar a realização do teste.

Possui a vantagem de ser independente às mudanças de fluxo e volume, bem como aos diferentes padrões respiratórios. Outra vantagem desta técnica é o fato de ser altamente reproduzível (JOHNSON; COWLEY E KINNEAR, 1997).

A TIP começou a ser utilizada nos anos 80 e lembra o protocolo de Bruce, que é popular entre os testes ergométricos.

Após a medida da PImáx, os indivíduos começam a respirar com uma resistência inicial em torno de 30-40% da PImáx, normalmente o incremento é feito entre 5 a 10% da PImáx, porém isto deve ser adaptado ao tipo de indivíduo avaliado. Cada período dura 2 minutos e o incremento ocorre até que a pressão não possa mais ser sustentada. A última carga sustentada por 2 minutos é

considerada a pressão de pico ou pressão de *threshold* máxima, que é utilizada para definir a capacidade de endurance máxima dos músculos respiratórios (ATS/ERS, 2002).

2.6 Eletromiografia

A eletromiografia (EMG) é um procedimento bem estabelecido no que diz respeito ao estudo da função muscular, pois detecta o sinal eletrofisiológico gerado por um músculo durante o período de excitação (DISSELHORST-KLUG *et al.*, 2000; BASMAJIAN e De LUCA, 1985) e devido a sua importância tem crescido consideravelmente nos últimos anos. Para Hermes *et al.* (2000) este crescimento reflete em um melhor entendimento dos processos fisiológicos que contribuem para a geração deste sinal e técnicas de processamento mais adequadas.

O registro do sinal eletromiográfico pode ser realizado por diferentes eletrodos de acordo com o objetivo a ser pesquisado. Os eletrodos de fio e de agulha são normalmente utilizados para a EMG clínica e análise de potenciais de unidades motoras isoladas (RAU, SCHULTE e DISSELHORST-KLUG, 2004), mas não possuem aplicabilidade nas análises cinesiológicas. Este tipo de EMG, por ser invasivo, pode gerar desconfortos aos pacientes.

Outra forma de captação do registro EMG é através de eletrodos de superfície, que tem sido utilizada para medir a intensidade de contração muscular nos estudos cinesiológicos e neurofisiológicos (KOLLMITZER,

EBENBICHLER e KOPF, 1999; EBENBICHLER, 2001; HASHIMOTO et al., 2005). Turker (1993) mostrou que a EMGs pode ser utilizada para o estudo do biofeedback, estudo da anatomia funcional dos músculos, das características de disparo das unidades motoras, excitabilidade dos motoneurônios, bem como estar relacionada com a força gerada pelo músculo, podendo ser utilizada como ferramenta de avaliação e guia para tratamento.

Hermes *et al.* (2000) defendem que o aumento no número de aplicações da EMGs mostra o seu alto potencial como ferramenta não invasiva para a pesquisa do sistema neuromuscular.

A EMGs é empregada na análise cinesiológica, que é foco de estudo de fisioterapeutas, educadores físicos, biomecânicos, além disso possui a vantagem de não provocar dor, não possuir risco de infecção e apresentam alta reprodutibilidade (DISSELHORST - KLUG *et al.*, 2000; SODERBERG, KNUTSON, 2000).

Porém, como consequência do aumento no uso da eletromiografia, observa-se uma grande diversidade metodológica, o que torna difícil a comparação entre os trabalhos, tendo como consequência a necessidade de uma padronização. Em 1996 foi criada a SENIAN (Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscle), que teve como objetivo desenvolver recomendações em relação a pontos-chaves relacionados a EMGs, visando a troca de informações (HERMES *et al.*, 2000).

Esta padronização se torna importante, pois, as variáveis analisadas, os resultados e conclusões, dependem de fatores como a padronização de coleta e o posicionamento do eletrodo (RAINOLDI, MELCHIORRI e CARUSO, 2004).

Soderberg, Knutson (2000), relataram que o manejo dos dados pode ser realizado no dado bruto ou processado, porém o dado processado permite uma análise de melhor qualidade dos resultados. O processamento do sinal eletromiográfico é normalmente realizado no domínio do tempo e da frequência (SODERBERG, KNUTSON, 2000 ; BASMAJIAN e De LUCA, 1985).

No domínio do tempo é possível analisar as medidas de amplitude que podem ser realizadas através do estudo da média pico a pico do sinal (FINSTERER, 2001), do pico da amplitude, da média após retificação (SODERBERG, KNUTSDON, 2000), e RMS; esta última se destaca por ser um método bastante popular e aceito por possuir uma base matemática sólida.

Cabe destacar que a amplitude do sinal é freqüentemente utilizada para quantificar o nível de contração e que é uma variável dependente de diversos fatores como a distância entre os eletrodos, músculo estudado, localização e tamanho do eletrodo (RAU, SCHULTE e DISSELHORST-KLUG, 2004).

No domínio da frequência, avalia-se o espectro de frequência resultante da transformada rápida de Fourier (FFT) (BASMAJIAN e De LUCA, 1985). É importante salientar que o espectro muda com os processos fisiológicos, entre eles a fadiga. Entre as análises de frequência observa-se o estudo das frequências, média, moda e mediana (FINSTERER, 2001), dentre as quais,

Kollmitzer, Ebenbichler e Kopf (1999) destacam a frequência mediana como sendo a mais utilizada por possuir melhor resposta ao ruído.

A FM é um parâmetro utilizado para elucidar o processo de fadiga e de recuperação (KOLLMITZER, EBENBICHLER e KOPF, 1999), onde o deslocamento para baixas frequências é normalmente interpretado como diminuição na velocidade de condução da fibra muscular (RAU, SCHULTE e DISSELHORST-KLUG, 2004; BONATO *et al.*, 2001).

Outro fator a ser levado em consideração é o tipo de contração empregada, apesar da contração isométrica ser amplamente estudada, existe um aumento no interesse pelo estudo das contrações dinâmicas, pois estas refletem a atividade muscular utilizada em tarefas diárias. Cabe destacar então que a contração dinâmica fornece 3 tipos de informações: tempo de ativação muscular; modulação da amplitude eletromiográfica e mudanças no conteúdo de frequência (BONATO *et al.*, 2001).

2.6.1 Eletromiografia e o TE

O uso da EMGs associada ao TE tem sido utilizado tanto no esporte (HUG *et al.*, 2003; 2004) quanto na reabilitação (GOSSELIN *et al.*, 2003), pois como é sabido, esta pode quantificar o nível de ativação do trabalho muscular. Além disso, o exercício em bicicleta ergométrica reproduz atividades diárias que são na maioria das vezes realizadas em movimento e não em contração isométrica e dessa forma permite estudar a função muscular e o controle motor

no movimento. Billaut; Basset e Falgairette (2005) demonstraram que o uso da cicloergometria associada à EMGs pode ser empregada para análise da velocidade de condução da fibra muscular (VCFM) e na pesquisa do recrutamento e do desrecrutamento progressivo das unidades motoras em diferentes fases do exercício dinâmico.

Quando se faz o uso da EMGs associadas ao TE deve ser levado em consideração a potência e as cadências (Horton (2000) e Neptune, Kautz e Hull (1997) estudaram o comportamento de diferentes músculos em diferentes potências e velocidades de pedalagem, e concluíram que ocorre um aumento linear proporcional na amplitude eletromiográfica em cada cadência para cada potência aumentada, mostrando a variação da ativação muscular de acordo com a cadência utilizada. Sendo assim, é de extrema importância a observação da velocidade de pedalagem, bem como a potência atingida durante um teste ergométrico.

Além disso, Farina *et al.* (2004) avaliaram o efeito da potência, velocidade de pedalagem e força na VCFM utilizando multi-eletrodos e concluíram que, durante uma atividade em cicloergômetro, a estimativa da VCFM durante o movimento provê uma percepção única das propriedades da membrana da fibra muscular durante tarefas dinâmicas e que esta depende da força externa desenvolvida, velocidade angular instantânea do joelho e velocidade média de pedalada.

A correlação existente entre o sinal eletromiográfico e as alterações ventilatórias decorrentes de um esforço físico vem sendo foco de diversos

estudos em atletas (HUG *et al.*, 2003; 2004; SAUNDERS *et al.*, 2000 e LUCIA *et al.*, 1999), em indivíduos saudáveis e idosos (SABAPHATHY *et al.*, 2004). Todos esses estudos tiveram como objetivo analisar os limiares ventilatórios com os limiares eletromiográficos observados em RMS.

Neste contexto, Hug *et al.* (2003) observaram para os músculos da coxa que o primeiro e o segundo limiar eletromiográfico, caracterizado por pontos de quebra no sinal ocorreram antes do primeiro e segundo limiar ventilatório, porém com diferença significativa somente para o primeiro limiar, dados semelhantes aos de Lucia *et al.* (1999) que sugerem o uso da EMG como método não-invasivo para análise da transição aeróbia-anaeróbia.

Outras possibilidades de análise dos sinais eletromiográficos registrados durante um TE são a frequência média e mediana, normalmente utilizadas para a detecção da fadiga muscular, onde Saunders *et al.* (2000) ao estudarem a FM dos músculos vasto lateral e reto da coxa, observaram um aumento da FM para o vasto lateral sem alterações significativas para o músculo reto da coxa, estes dados vão de encontro aos de Kay *et al.* (2001) que também não encontraram alterações nas variáveis eletromiográficas tanto de frequência como na integrada do sinal nos músculos da coxa.

Apesar desses resultados, mais estudos envolvendo fadiga e contrações isotônicas devem ser realizadas, pois está bem definida na literatura uma diminuição da frequência média e mediana com a fadiga em protocolos isométricos, mas acredita-se que este comportamento possa ser diferente em exercícios de contrações dinâmicas (JANSEN *et al.*, 1997). Além disso, novas

formas de análise têm sido sugeridas, por exemplo, a análise tempo-freqüência (KNAFLITZ, MOLINARI, 2003).

2.6.2 Eletromiografia e os músculos respiratórios

A EMG tem sido utilizada para avaliação dos músculos respiratórios, pois o registro eletromiográfico segundo Sieck , Mazar e Belman. (1985), é uma técnica confiável para ambas, tanto a quantificação global da atividade elétrica (RMS), bem como para a análise da FM do espectro de potência para estes músculos.

Para o registro dos sinais eletromiográficos do músculo diafragma observa-se o uso de diferentes tipos de eletrodos, como os de agulhas (HODGES E GANDEVIA, 2000, 2001), onde Saadeh *et al.* (1993), em suas pesquisas, verificaram uma dificuldade no posicionamento das agulhas, além de ser invasivo e gerar dor aos indivíduos; os eletrodos esofageanos (SINGH, PANIZZA E FINUCANE, 1998; LUO *et al.* 2001; SINDERBY *et al.* 1998), que apesar de serem altamente reprodutíveis, possuem uma colocação desagradável, correndo o risco de regurgitação, aspiração e bradicardia por estímulo vagal (ATS/ERS, 2002), e os de superfície (MAARSINGH *et al.*, 2002, 2004; BUTLER, MCKENZIE E GANDEVIA, 2003; REYNAUD-GAUBERT *et al.*, 2004; DUIVERMAN *et al.*, 2004), cuja principal vantagem em relação a EMG realizada com agulhas e eletrodos esofageanos, é a ausência de desconforto

para os indivíduos, além da viabilidade na prática clínica, porém, sua aplicação deve ser realizada com muita cautela e de forma bastante criteriosa.

A eficiência da ventilação pulmonar é ditada pela coordenação e desempenho dos músculos respiratórios, assim qualquer desordem funcional pode acarretar alterações que muitas vezes resultam em insuficiência ventilatória.

A fadiga e a fraqueza muscular respiratória acontecem em problemas agudos, crônicos, bem como em doenças neuromusculares primárias e seu diagnóstico é feito por testes muito bem estabelecidos como os de função pulmonar, medida das pressões respiratórias máximas e/ou técnicas de imagiologia como raios-X ou tomografia computadorizada (ATS/ERS, 2002), porém apesar dessas técnicas permitirem uma avaliação global, não se consegue uma diferenciação entre os diferentes grupos musculares envolvidos.

Através da EMGs consegue-se uma avaliação da performance dos diferentes grupos musculares envolvidos no processo da respiração. Ratnovsky *et al.* (2003) avaliaram o desempenho dos principais músculos inspiratórios (esternocleidomastoideo e intercostais externos) e expiratórios (reto abdominal e oblíquo externo) durante diferentes manobras respiratórias em indivíduos saudáveis, e puderam concluir que a EMGs pode ser utilizada para a avaliação de fraqueza ou fadiga muscular, *follow-up* de doenças ou na melhora do monitoramento da função muscular durante programas de tratamento.

Duiverman *et al.* (2004) avaliaram a reprodutibilidade e a sensibilidade da EMGs do músculo respiratório (diafragma, intercostal externo e

esternocleidomastoideo) em pacientes com DPOC, em repouso e em diferentes cargas inspiratórias. Como os pacientes com DPOC possuem um desequilíbrio entre o aumento da carga imposta a estes músculos e o prejuízo em sua capacidade, estes autores puderam verificar que a EMGs é reproduzível e sensíveis para a pesquisa das mudanças na atividade muscular respiratória, bem como no padrão respiratório de indivíduos saudáveis ou com DPOC tanto no repouso como durante cargas inspiratórias impostas.

Berdah, Picaud e Jammes (2002) utilizaram a EMGs para avaliar mudanças na atividade elétrica do músculo diafragma em pacientes submetidos a laparotomia e em indivíduos considerados saudáveis e verificaram que ocorria uma queda na FM e um aumento do RMS nos dias seguintes a cirurgia quando comparados com os valores pré-cirúrgicos.

Esses autores discutem a possibilidade do sinal ser contaminado por sinais oriundos de músculos adjacentes, *cross-talk*, mas existe uma ausência de estudos que avaliem a real interferência do *cross-talk* no sinal eletromiográfico do diafragma, o que se sabe é que Gross *et al.* (1980) ao investigarem indivíduos com injúria da medula espinhal, observaram uma ausência de atividade elétrica voluntária dos músculos abdominais e intercostais, mostrando que nos espaços intercostais inferiores (6º, 7º e 8º) a atividade elétrica do músculo diafragma é seletivamente registrada.

Reynaud-Gaubert *et al.* (2004) avaliaram a força e a tolerância à fadiga após o 1º, 6º e 12º mês de transplante bilateral de pulmão (TBP) utilizando a EMGs durante esforços inspiratórios. Para análise da fadiga fizeram uso da FM

e puderam verificar que já no primeiro mês, ocorria um aumento significativo da FM que continuava a aumentar com o passar dos meses, concluíram então, que após um TBP ocorria um aumento da força muscular respiratória, fazendo com que os músculos se tornassem mais resistentes à fadiga.

Porém, para esses autores o aumento na força muscular respiratória pode ter ocorrido também por influência dos músculos acessórios da respiração, os quais não tiveram sua atividade elétrica mensurada. Com isso, verifica-se a necessidade da investigação dos músculos acessórios da respiração quando o objetivo é avaliar a mecânica dos músculos respiratórios frente exercícios físicos ou manobras de pressões respiratórias.

3. Objetivos

Os objetivos deste estudo foram:

- Investigar através das variáveis eletromiográficas de FM e RMS, o comportamento da atividade elétrica dos músculos respiratórios e um músculo periférico durante um teste ergométrico;
- Avaliar o comportamento dos músculos respiratórios durante um esforço específico (TER);
- Verificar a possível correlação do sinal eletromiográfico e a manobra de P_{lmáx} ;
- Comparar a força muscular respiratória com o previsto;
- Verificar o comportamento dos músculos respiratórios em dois esforços diferentes sendo um global (TE) e outro específico respiratório (TER);
- Verificar as diferenças eletromiográficas de RMS e FM entre os sexos.

4. Materiais e Métodos

4.1 Voluntários

Para a realização do estudo, foram avaliados 28 indivíduos (12 homens e 16 mulheres), sadios, sedentários, sem história de patologias respiratórias, osteoarticulares e cardiovasculares, cujas características antropométricas encontram-se na tabela 01.

Tabela 01: Média e desvio padrão das características antropométricas dos voluntários separados pelo sexo

características	mulheres	homens
Idade (anos)	24±2	23±3
Peso (Kg)	61±8	77±9,6
Altura (cm)	166±0,7	176±0,8
Índice de massa corpórea (IMC)	22±2	23,89±1,4
Comprimento da coxa (cm)	49±3	53,17±2,21

Como critérios de inclusão foram considerados a idade entre 20 e 30 anos, IMC entre 19 e 25 e ausência de doenças respiratórias, cardiovasculares ou lesões nos membros inferiores.

Foram excluídos deste estudo indivíduos fumantes ou ex-fumantes, que realizavam atividade física regular, com presença de patologias osteomioarticulares nos membros inferiores, cardiovasculares e respiratórias, como também indivíduos que não tivessem discernimento sobre os procedimentos a serem executados.

Foi realizado um esclarecimento sobre os objetivos e a metodologia do estudo e após isso, todos os voluntários assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo A). A pesquisa foi realizada de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e aprovada pelo comitê de ética em pesquisa (CEP) da instituição sob o protocolo nº 98/04 - CEP-UNIMEP. (Anexo B)

4.2 Local da Pesquisa

O estudo foi realizado no Laboratório de Recursos Terapêuticos do Programa de Pós-Graduação – Mestrado em Fisioterapia, Campus Taquaral/UNIMEP.

4.3 Instrumentação

4.3.1 Eletromiógrafo e eletrodos

Foi utilizado um sistema de aquisição de sinais EMG-1000 (Lynx[®] Tecnologia Eletrônica), que se encontrava conectado a uma bateria com capacidade de 10 AH de 12 volts, cuja conexão com o computador foi realizada por meio de fibra ótica (Figura 1), com o objetivo de retirar a interferência da rede elétrica sobre o eletromiógrafo (GUIRRO, FORTI e RODRIGUES, 2005).

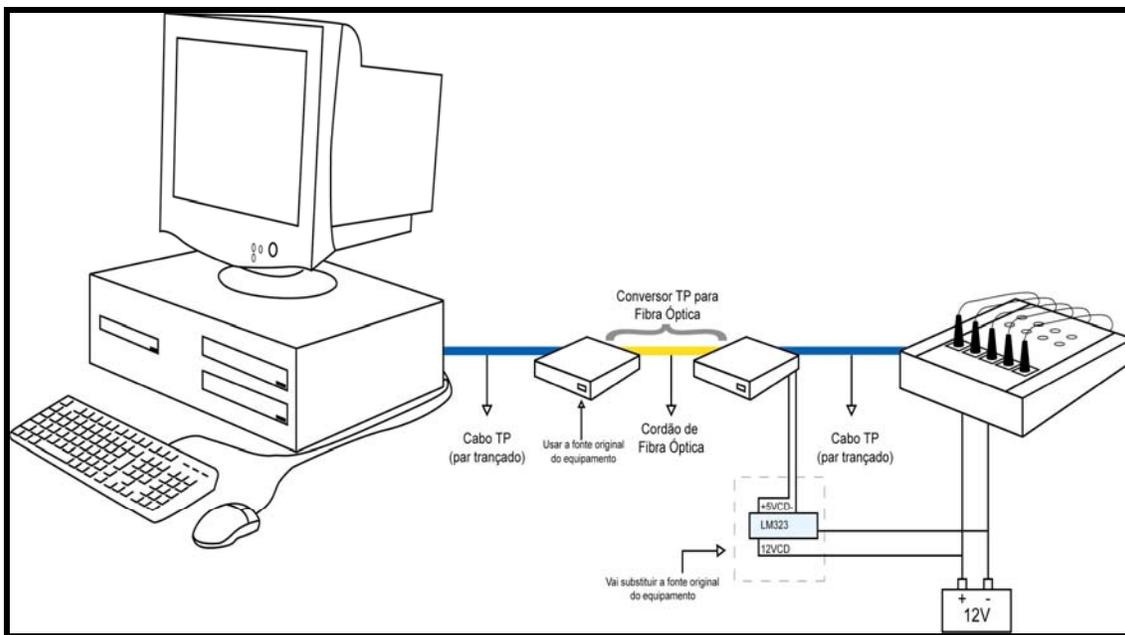


Figura 01: Sistema de montagem do módulo de aquisição de sinais da Lynx[®], com o isolamento elétrico para retirada de eventuais ruídos oriundos da rede elétrica.

A experimentação foi realizada em uma sala climatizada com temperatura controlada mantida em $23^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}$ e devidamente iluminada com lâmpadas incandescentes.

O registro da atividade elétrica dos músculos estudados foi obtido por um módulo de aquisição de dados modelo EMG1000 Lynx[®] (Figura 02), com 15 condicionadores de sinais, sendo 11 canais para biopotenciais (6 passivos e 5 ativos) e 4 para instrumentação, com impedância de 10^9 Ohms, resolução de 16 bits e faixa de entrada de ± 1 V, conectado a um microcomputador Pentium III.

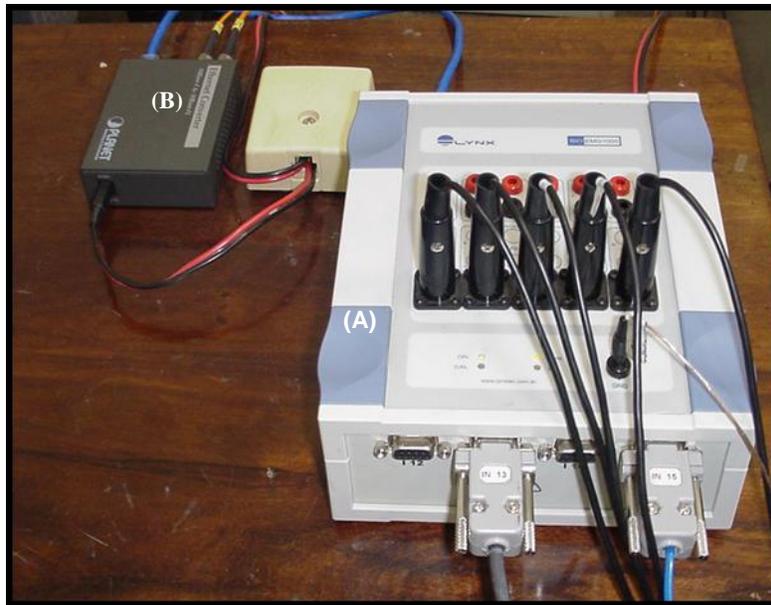


Figura 02: Sistema de aquisição de dados. (A) módulo condicionador de sinais EMG1000 (Lynx[®]) com 5 conectores ativos e 2 para instrumentação; (B) sistema conversor de sinais.

A aquisição e armazenamento dos arquivos de dados dos sinais foram realizados no *software* Aqdados (LYNX[®]), versão 7.02 para Windows, com frequência de amostragem e duração dos ensaios programáveis, com possibilidade de tratamento dos dados após a aquisição dos sinais.

Os eletrodos utilizados para a captação do sinal eletromiográfico eram do tipo bipolar de superfície (LYNX[®]) ativos, constituídos de duas barras de prata pura de 10mm de comprimento por 1mm de largura cada, posicionadas paralelamente e separadas entre si em 10mm. O encapsulamento do eletrodo apresentava forma retangular, constituído em policloreto de vinila (PVC) (35mm de comprimento, 20mm de largura e 10mm de espessura)(Figura 03).

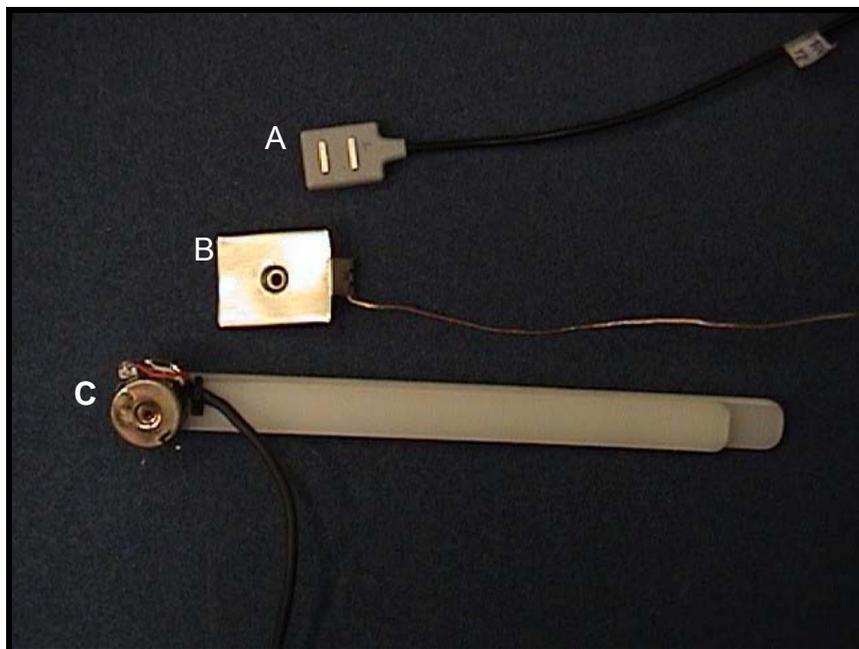


Figura 03: A: eletrodo ativo; B: eletrodo de referência; C: eletrogoniômetro

Os eletrodos possuíam sob a cápsula um circuito pré-amplificado com ganho de 20 vezes ($\pm 1\%$), Índice de Rejeição de Modo Comum (IRMC) > 100 dB, e taxa de ruído do sinal $< 3\mu\text{V RMS}$, e foram conectados ao eletromiógrafo através de um cabo coaxial de 1,40 metros de comprimento.

Para o sinal eletromiográfico, os canais foram ajustados para um ganho de 1000 vezes, com frequência de corte de 20 Hz no filtro passa alta e 1000Hz no filtro passa baixa, realizada por um filtro analógico do tipo *Butterworth* de dois pólos. A frequência de amostragem utilizada foi de 2000 Hz.

Para minimizar interferências externas foi utilizado um eletrodo de referência (30 x 40 mm) constituído de placa metálica (Figura 03).

A análise do sinal foi realizada pelo RMS (Root Mean Square) na unidade de micro volts (μV) e pela FM em Hz.

4.3.2 Eletrogoniômetro

O eletrogoniômetro foi posicionado na face lateral do membro inferior direito, com a haste fixa alinhada à linha média lateral, utilizando como referência o trocânter maior do fêmur, seu eixo na interlinha articular do joelho e sua haste móvel alinhada à cabeça da fíbula e ao maléolo lateral (NORKIN e WHITE, 1997). O uso do eletrogoniômetro permitiu a avaliação do ângulo articular durante a pedalagem (Figura 03).

4.3.3 Manovacuômetro

Foi utilizado um manovacuômetro, calibrado, da marca Ger-Ar, com limite operacional de ± 300 cm H_2O devidamente equipado com válvula de alívio em seu circuito, para as medidas das pressões respiratórias máximas (Figura 04).



Figura 04: Alguns equipamentos utilizados para a realização deste estudo A: Manovacuômetro marca Ger-Ar; B: Oxímetro de Pulso NONIN®; C: Esfigmomanômetro e estetoscópio.

4.3.4 Oxímetro de Pulso

A saturação periférica de oxigênio (SpO_2) e a frequência cardíaca (FC) foram monitoradas durante a realização dos testes por um oxímetro de pulso eletromagnético digital manual da marca NONIN® modelo 2500C (Figura 04).

4.3.5 Esfigmomanômetro e Estetoscópio

Para a mensuração da pressão arterial antes e após o TE, foi utilizado um esfigmomanômetro portátil da marca BM[®] em mmHg e um estetoscópio Diasyst[®] (Figura 04).

4.3.6 Threshold IMT[®]

O threshold IMT[®] foi utilizado para avaliação da endurance dos músculos respiratórios.

Trata-se de um dispositivo que possibilita impor uma resistência específica e constante aos músculos respiratórios independente da velocidade da respiração. A resistência é proporcionada por válvula equipada por uma mola pela qual é regulada a pressão desejada. O objetivo é realizar uma força suficientemente grande para realizar a abertura desta válvula (Figura 05).

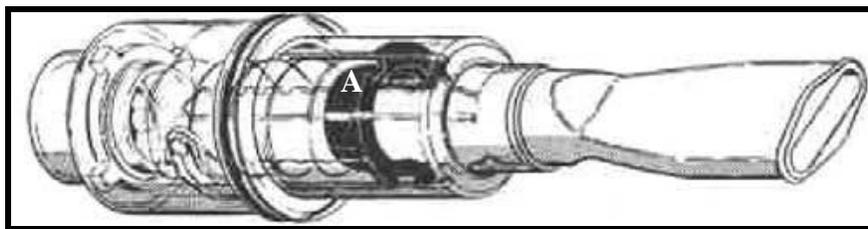


Figura 05: Threshold IMT[®] utilizado no TER; A: válvula com mola para a regulação da pressão desejada.

4.3.7 Metrônomo

Durante o TER foi utilizado um metrônomo da marca Korg® modelo MA-30 (Figura 06) para garantir o ritmo da respiração no threshold. O ritmo estipulado foi de 50 batimentos, a cada batimento o metrônomo emitia um som audível para que os voluntários conseguissem respirar ritmicamente.

Foi eleito o uso do metrônomo para garantir que no decorrer do teste os voluntários não diminuíssem o ritmo da respiração, além da necessidade de que todos os voluntários respirassem em ciclos semelhantes.



Figura 06: Metrônomo marca Korg®

4.3.8 Cicloergômetro

Para a realização do teste ergométrico foi utilizada uma bicicleta ergométrica tipo vertical MONARK®, de frenagem mecânica, que possibilitava aumento de carga mínima de 25 Watts, realizada manualmente, com controle de velocidade (Figura 07). Previamente ao teste foi realizada a calibração conforme o manual do fabricante.

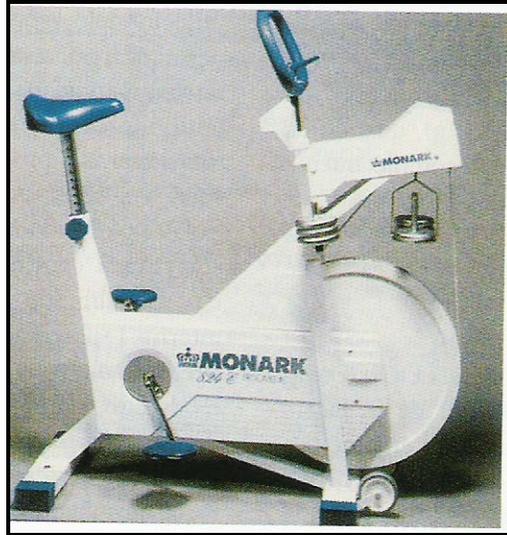


Figura 07: Cicloergômetro tipo vertical de frenagem mecânica da marca Monark®

A altura do banco e a fixação do pé no pedal foram ajustadas individualmente. O banco da bicicleta era posicionado na altura do trocânter maior do fêmur do voluntário, enquanto este permanecia em pé.

Com o indivíduo sentado, o pé foi ajustado ao pedal de forma que o 2° metatarso, bilateralmente, se mantivesse no centro do pedal, para que este posicionamento fosse garantido, o pé era fixado ao pedal por meio de uma pedaleira.

Com o pé devidamente fixado, o indivíduo era posicionado com o membro inferior no quais os registros eletromiográficos iriam ser realizados a 90° de flexão de joelho, com o tornozelo em posição neutra.

4.4 Posicionamento dos eletrodos

Para a realização deste estudo, foram avaliados 4 músculos diferentes, todos no hemicorpo direito, esta escolha foi realizada com base nos estudos de Ratnovky *et al.* (2003), que não observaram alterações significativas nos sinais eletromiográficos entre os dois lados do tórax.

4.4.1 Músculo esternocleidomastoideo (SCM)

Para análise eletromiográfica do músculo esternocleidomastoideo (SCM), 1 eletrodo foi posicionado entre o ângulo da mandíbula e o esterno, no ventre muscular, 4 cm do processo mastóideo, perpendicular às fibras musculares. Para a colocação deste eletrodo foi realizado um teste de força muscular descrito por Kendall (RATNOVSKY *et al.*, 2003) (Figura 08).

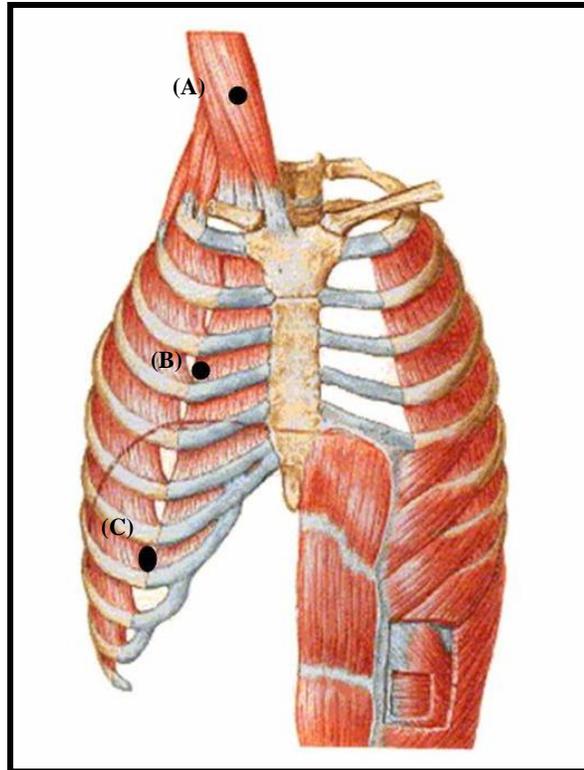


Figura 08: Posicionamento dos eletrodos para captação dos sinais eletromiográficos (A): músculo esternocleidomastoide (B): músculo intercostal externo (C): músculo diafragma.

4.4.2 Músculo intercostal externo (INT)

Um segundo eletrodo foi fixado no terceiro espaço intercostal, 3 cm paraesternal, para análise do músculo intercostal externo (INT) (DUIVERMAN *et al.*, 2004; BUTLER, McKENZIE, GANDEVIA, 2003) (Figura 08).

4.4.3 Músculos da região diafragmática (DIA)

Para análise dos músculos da região diafragmática (DIA), 1 eletrodo foi posicionado na linha mamilar, no 7º espaço intercostal (BUTLER, McKENZIE, GANDEVIA, 2003) (Figura 08).

Apesar do uso da EMGs para análise dos músculos respiratórios, seu emprego para o músculo diafragma é bastante contestado devido à localização destes músculos. Autores como Maarshingh *et al.* (2000) e Duiverman *et al.* (2004) têm realizado pesquisas com o intuito de verificar a reprodutibilidade e a sensibilidade desta técnica na avaliação da atividade elétrica tanto do músculo diafragma quanto intercostal.

Neste contexto, Maarshingh *et al.* (2000) e Duiverman *et al.* (2004) mostraram que a técnica é eficaz para a avaliação dos diferentes músculos respiratórios, indicando-a como uma técnica viável para a análise do desempenho muscular respiratório.

Outro trabalho de grande importância para a escolha do posicionamento do eletrodo na região diafragmática foi o de Butler, McKenzie, Gandevia (2003), que com eletrodo de superfície posicionado na linha mamilar, 7º espaço intercostal, realizaram um estímulo frênico e observaram a atividade elétrica diafragmática captada por este eletrodo de superfície.

4.4.4 Músculo Reto da Coxa (RC)

Inicialmente com os voluntários posicionados em decúbito dorsal sobre uma maca, com os membros inferiores em posição neutra, foi mensurado o comprimento da coxa(cm) por meio de uma fita métrica a partir da espinha íliaca ântero superior (EIAS) até a interlinha articular do joelho (face lateral).

Para o posicionamento do eletrodo, foi determinado o ponto motor do músculo RC, com o auxílio de um estímulo elétrico transcutâneo (TENS Bioset) com intensidade no limiar sensitivo ($f= 200\text{Hz}$ e $T= 100\mu\text{s}$), tendo como parâmetro um mapa de pontos motores. O ponto motor foi demarcado no local de menor sensação ao estímulo elétrico percebido pelo voluntário. Após sua localização, o mesmo foi marcado com lápis dermatográfico. Este ponto foi determinado com o quadril e o joelho em flexão de 90° .

Com o ponto motor determinado, o comprimento da coxa de cada voluntário foi dividido por uma constante (10,0) para exclusão da porção tendinosa do reto da coxa e a possibilidade de captação da atividade elétrica do músculo sartório. Seguido a essa divisão, foi obtido um valor (x) proporcional ao tamanho da coxa de cada voluntário (FORTI, 2005).

Tendo o ponto motor como referência, o eletrodo foi posicionado a uma distância de $2x$ cm do ponto motor (Figura 09).

O sítio de captação foi fixado perpendicularmente ao eixo longitudinal do músculo.

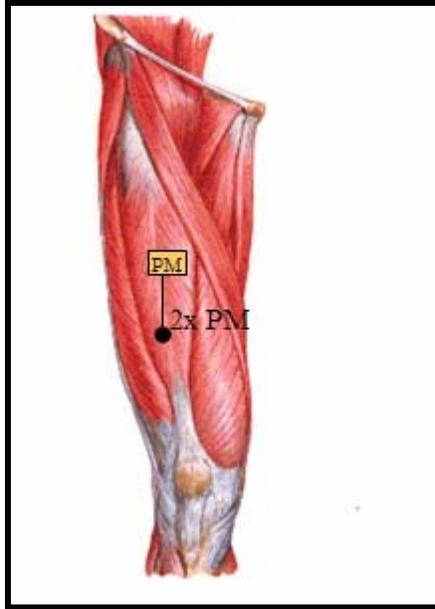


Figura 09: Posicionamento do eletrodo para o músculo reto da coxa: distância 2X do ponto motor

4.4.5 Eletrodo de Referência

O eletrodo de referência foi untado com gel hidrossolúvel e fixado ao manúbrio do esterno.

4.5 Projeto de filtragem da frequência cardíaca do registro da EMGs

Como os sinais mioelétricos provêm dos potenciais de ação das fibras musculares ativas, este sinal apresenta baixa magnitude e é freqüentemente corrompido por diferentes formas de ruído, entre elas a interferência de 60 Hz, movimento de cabos e eletrodos e muitas vezes pode ser alterado por diferentes sinais biológicos provenientes do próprio voluntário como a atividade elétrica de músculos próximos ao sítio de captação ou a atividade elétrica do coração.

Em nosso estudo, foi avaliada a atividade elétrica dos músculos respiratórios, onde se detectou uma contaminação no sinal eletromiográfico oriunda do componente cardíaco (ECG).

Estudos têm sido realizados com o intuito de remover o sinal eletrocardiográfico do sinal eletromiográfico. Existem diversas formas para esta remoção, como por exemplo, a amplificação do filtro passa-alta, subtração do ECG realizado após a aquisição dos dados e em outros casos o desenvolvimento de sinais complexos processados por algoritmos (MARQUE *et al.* 2005; ALLISON, 2003; DENG *et al.*, 2000; CHRISTOV e DASKALOV, 1999; AKKIRAJU e REDDY, 1992).

Após análise de diversos sinais eletromiográficos, foi determinada a energia produzida pelo complexo QRS do ECG. Como existe uma variabilidade grande entre os indivíduos e o objetivo, e que o filtro pudesse ser utilizado para indivíduos de todas as idades, partimos do princípio de que qualquer esforço é imediatamente interrompido quando a frequência cardíaca máxima (FC_{máx}) é atingida.

Como a determinação da FC_{máx} é calculada como 220 subtraída da idade da pessoa em questão, elegemos o valor de 220 como variável fixa, pois esta não será alcançada. Desta forma foi dividido este valor por 60 (segundos) cujo resultado é o valor em Hertz do complexo QRS.

Após esta etapa, o sinal foi ampliado no *software* Matlab 6.5.1 e calculada a energia da componente Q-R do ECG cujo resultado foi de 36 Hz, baseado

nestas informações foi projetado o filtro para a retirada da componente cardíaca do sinal eletromiográfico.

O filtro escolhido foi um passa-alta do tipo Chebyshev com frequência de corte em 50 Hz de ordem 9 (Figura 10).

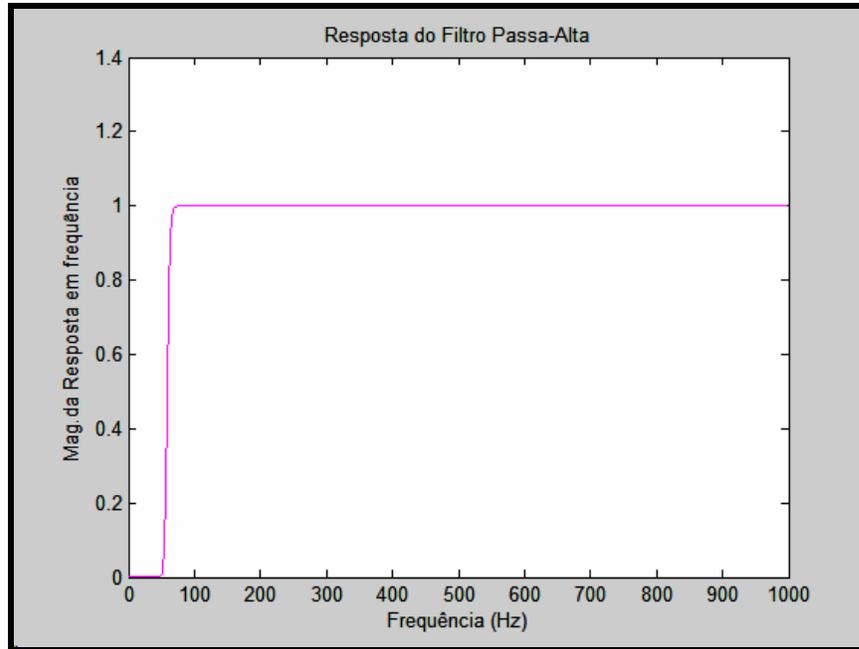


Figura 10: Filtro do tipo Chebyshev com frequência de corte em 50Hz de ordem 9

O filtro do tipo Chebyshev tem como principal propriedade o fato da magnitude de resposta da frequência ser caracterizada por uma variação de ganho do tipo “*equi-ripple*” na banda de transmissão enquanto apresenta um ganho monotonicamente decrescente na banda de rejeição (OPPENHEIM e SCHAFFER, 1999).

A técnica de filtragem consiste em submeter à curva da EMG bruta a um filtro que suprima as oscilações de frequências acima e abaixo de um valor determinado. Nos sinais de EMG os filtros devem ser utilizados para eliminar

componentes que não pertençam ao sinal, no caso deste estudo a componente cardíaca.

Sabe-se que quanto maior for a ordem de um filtro, melhores serão os resultados alcançados, pois filtros com altas ordens rendem estreitas zonas de transmissão no que diz respeito a complexidade (OPPENHEIM e SCHAFER, 1999). A escolha de altas ordens para filtros é sustentada por Christov E Daskalov (1999), que também observaram melhor resposta em seus sinais com o emprego de filtro de ordem alta quando comparados com filtro de baixa ordem.

A ordem eleita para o projeto deste filtro foi 9, pois possibilitou uma melhor qualidade nos sinais analisados. Sabe-se que um filtro nunca será o modelo ideal, pois o filtro deve incluir parâmetros para que este cumpra o objetivo, sabe-se que devido a isto o filtro não eliminará completamente os componentes de frequência, como se pode observar na figura 10 a zona de transmissão possui uma boa subida, não cortando sinais desejáveis.

A frequência de corte foi de 50 Hz, pois apesar de Christov e Daskalov (1999) recomendarem o uso de um filtro passa alta de no mínimo 35Hz para a separação do sinal de EMG do sinal de ECG, autores como Akkiraju e Reddy (1992) mostraram que na análise do espectro a componente cardíaca pode ser encontrada em até 50 Hz.

Ao analisarmos nossos dados antes e após a filtragem podemos observar na figura 11 que com o emprego do filtro escolhido foi possível a retirada do complexo QRS do sinal, diminuindo assim a amplitude deste, resultado

esperado levando-se em consideração que a amplitude do sinal cardíaco é maior que a do sinal eletromiográfico (MARQUE *et al.*, 2005).

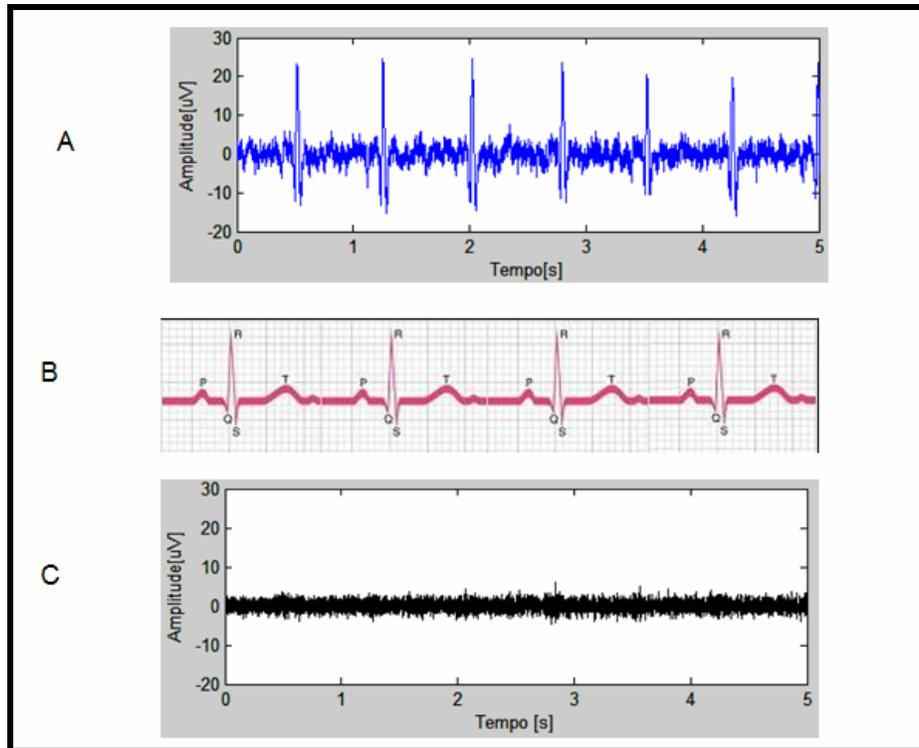


Figura 11: Sinal Eletromiográfico do músculo intercostal com e sem o filtro durante o repouso. A: sinal bruto com interferência da componente cardíaca, cujos picos na amplitude do sinal são resultantes do complexo QRS; B: exemplo de um registro eletrocardiográfico, sendo visível o complexo QRS, C: sinal eletromiográfico após a aplicação do filtro.

Com frequência de corte em 50 Hz podem ter ocorrido perdas no conteúdo do sinal EMG, porém é mais aconselhável esta perda que a manutenção da componente cardíaca, cujas repercussões seriam maiores. Deve ainda ser levado em consideração que Basmajian e De Luca (1985) afirmam que a energia dominante do sinal eletromiográfico está entre 50 e 150 Hz a qual será preservada com a aplicação do filtro proposto.

Com o filtro projetado foram analisados os sinais dos músculos respiratórios em diferentes condições de esforço físico para observar sua repercussão sobre o sinal (Figura 12).

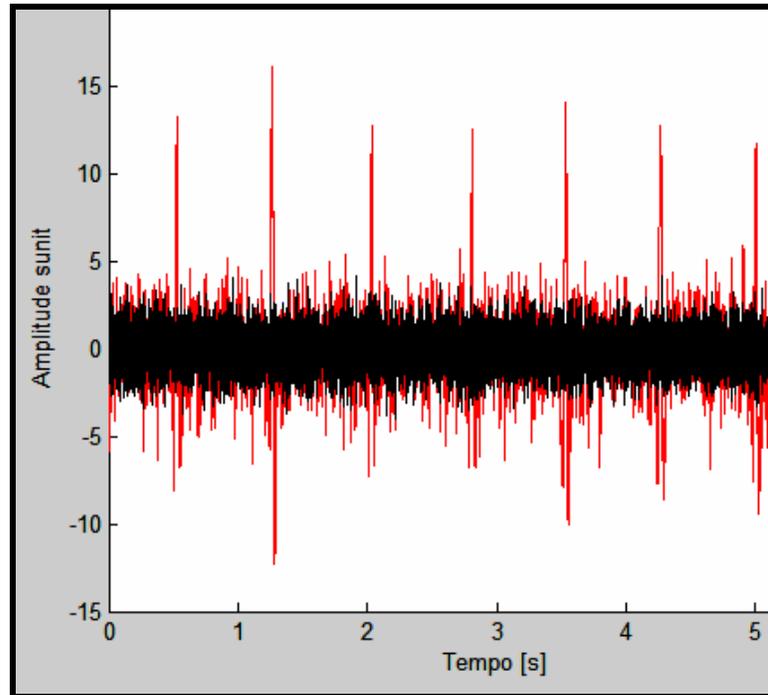


Figura 12: Sinal Eletromiográfico filtrado (preto) e não filtrado (em vermelho) sobrepostos dos músculos da região do diafragma em repouso

Através da figura 13 é possível observar o comportamento da atividade elétrica dos músculos intercostais durante o ciclo respiratório com e sem o uso do filtro. É importante destacar a diferença na amplitude dos sinais observada por escalas diferentes.

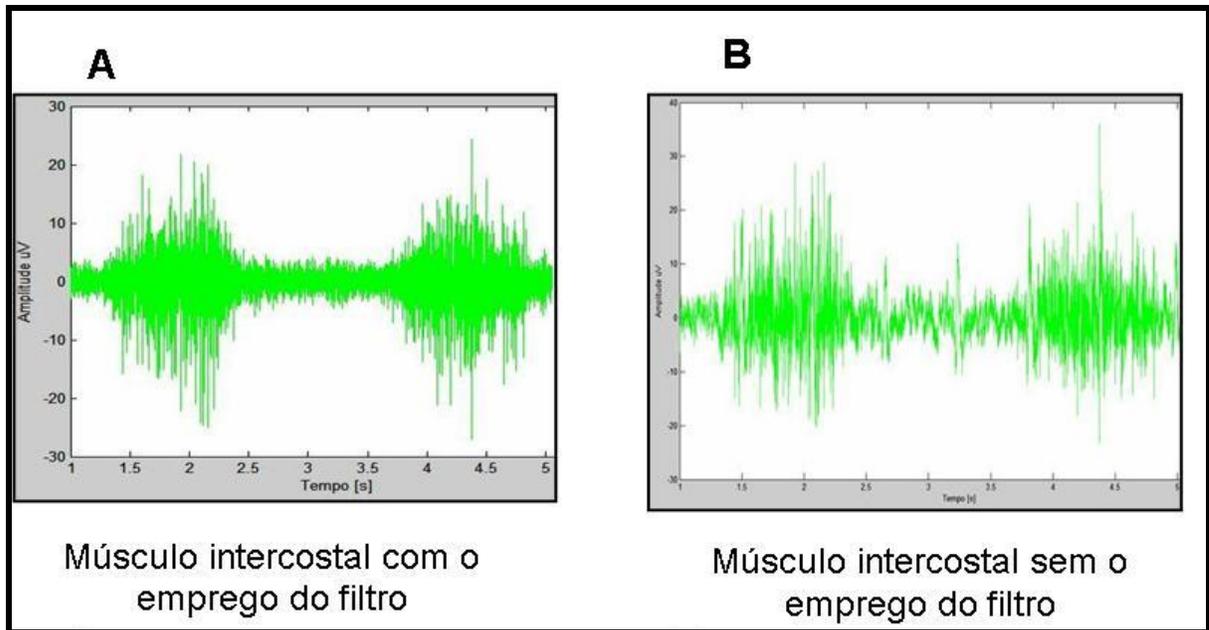


Figura 13: Atividade elétrica do músculo intercostal externo durante o ciclo respiratório; A: músculo intercostal externo após o uso do filtro projetado, faixa de amplitude do sinal entre -30 e 30 μV ; B: músculo intercostal externo sem o uso do filtro, faixa de amplitude entre -30 a 40 μV .

4.6 Procedimento experimental

Inicialmente foi realizada uma avaliação de cada voluntário (ANEXO C). Após esta avaliação os voluntários foram divididos aleatoriamente, através de sorteio, para os dois testes. Sendo um TE e um TER. Foi mantido um intervalo de no mínimo uma semana entre os testes que foram realizados no período da manhã.

4.6.1 Colocação dos eletrodos

Com o posicionamento dos eletrodos já definidos, antes de sua colocação a pele foi previamente tricotomizada e limpa com álcool 70% (HERMES *et al.*, 2000), sendo os eletrodos fixados à pele através de uma fita dupla face e esparadrapos.

Antes das coletas, porém com os eletrodos já fixados na pele, era realizado para ambos os testes uma análise *on-line* do espectro de frequência para observação de possíveis interferências que pudessem estar presentes.

4.6.2 Teste ergométrico

Foi realizado em um cicloergômetro previamente descrito, sob protocolo incremental em degrau.

Antes do teste foram mensuradas as pressões respiratórias máximas através do manovacuômetro. Para a medida da pressão inspiratória máxima (PI_{máx}), o voluntário foi instruído a realizar uma inspiração máxima a partir do volume residual (VR) tentando mantê-la durante 3 segundos e para a medida da pressão expiratória máxima (PE_{máx}) o voluntário realizou uma expiração forçada partindo da capacidade pulmonar total (CPT), procurando mantê-la pelos mesmos 3 segundos (ATS/ERS, 2002).

Para a realização das manobras, os voluntários estavam sentados na bicicleta ergométrica, com os eletrodos de superfície já posicionados e com um

clipe nasal. As manobras foram realizadas por três vezes e durante a P_lmáx foram registrados os sinais eletromiográficos de todos os músculos por 5 segundos.

Após a medida das pressões respiratórias iniciais, os voluntários permaneceram dois minutos em repouso, onde foram mensuradas a pressão arterial (sistólica e diastólica), FC, SpO₂ e sensação de cansaço em membros inferiores e dispnéia através da escala de esforço percebido de Borg CR10 (ANEXO D).

O início do teste se dava com um período de aquecimento com 25 watts, por um período de 2 minutos, após este período ocorria um incremento de carga de 25 watts a cada dois minutos até o máximo de cada voluntário. Quando o indivíduo atingia a exaustão, era realizado um período de recuperação com a carga inicial de 25 watts, por 2 minutos e então se dava início o período de repouso final com duração de 6 minutos (ATS/ACCP, 2003). O protocolo está exemplificado na figura 14.

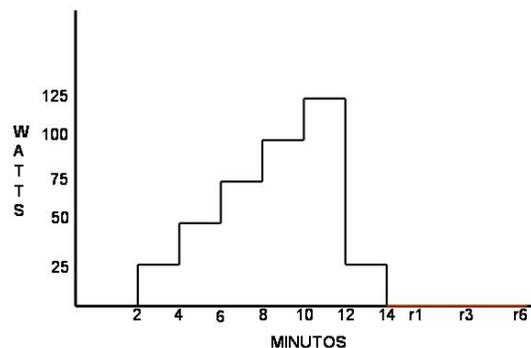


Figura 14: Representação do protocolo em degrau utilizado no teste de esforço
r1: repouso 1 minuto; r3: repouso 3 minutos; r6: repouso 6 minutos.

Durante o teste os voluntários deveriam permanecer olhando reto para um ponto fixo, evitando rotações e inclinações com a cabeça, sem feedback visual dos sinais eletromiográficos, e deviam pedalar mantendo 60 rpm. Não era permitido conversar durante o teste.

Caso fosse atingida a FC_{máx} ou a saturação caísse abaixo de 85% o teste era imediatamente interrompido (ATS/ACCP, 2003). Ao final de cada etapa eram registradas as variáveis fisiológicas de FC, SpO₂, escala de Borg, bem como, os registros eletromiográficos. Apesar das variáveis fisiológicas serem registradas apenas ao final de cada etapa do teste, os voluntários eram constantemente monitorados.

Para a realização do teste, os voluntários foram orientados a não realizar atividades físicas intensas 48 horas antes do teste, a realizarem uma alimentação leve com jejum de pelo menos 2 horas, estarem hidratados e não ingerir bebidas estimulantes (café, chá). Também foram instruídos a comparecer ao teste com roupa e calçados adequados para a realização da atividade física.

As mulheres foram orientadas a não realizar o teste durante o período menstrual, devido ao comprometimento hormonal no desempenho do teste.

A figura 15 mostra um esquema ilustrativo do teste ergométrico em cicloergômetro associado à eletromiografia de superfície.

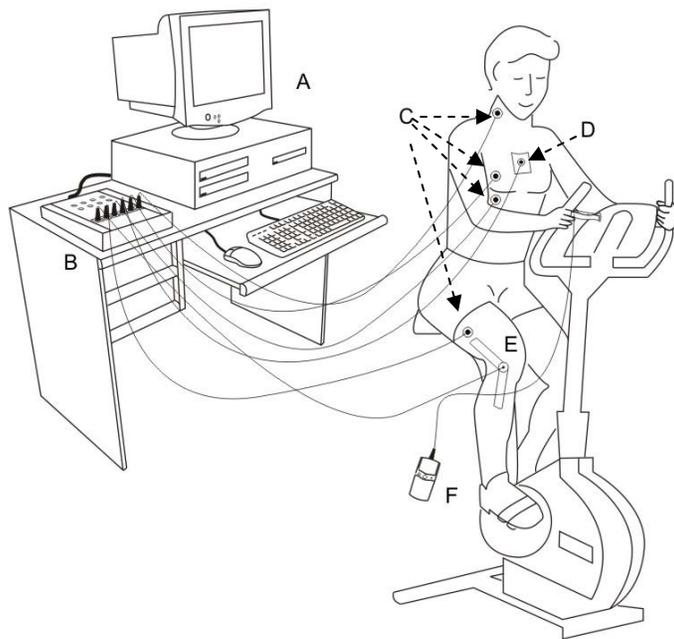


Figura 15: Esquema ilustrativo do teste ergométrico associado a EMGs. A: microcomputador; B: eletromiógrafo; C: eletrodos de superfície fixados a pele para a captação dos registros eletromiográficos; D: eletrodo de referência; E: eletrogoniômetro; F: oxímetro de pulso.

4.6.3 Teste de endurance respiratória

Apesar dos protocolos existentes na literatura(ATS, 2002) preconizarem para o TER, que os indivíduos respirem através do *threshold*[®] por 2 minutos a 30% da P_{lmáx} com um incremento de 10% desta a cada 2 minutos, após realizar um estudo piloto verificamos que para a nossa amostra este protocolo se apresentava excessivamente intenso.

Sendo assim, propomos um teste de endurance respiratória, no qual os indivíduos iniciavam o teste com 30% da P_{lmáx} e o incremento era de 2 cmH₂O a cada dois minutos até o limite. A cada incremento era realizado um intervalo de 1 minuto o que caracterizava o teste como incremental descontínuo.

Durante o teste os voluntários permaneciam sentados, com as costas apoiadas na cadeira, olhando reto para um ponto fixo, com o objetivo de manter a cabeça sem rotação, ou inclinação, sem feedback visual do sinal eletromiográfico. Era utilizado um clipe nasal para evitar fuga de ar através das narinas (Figura 16).

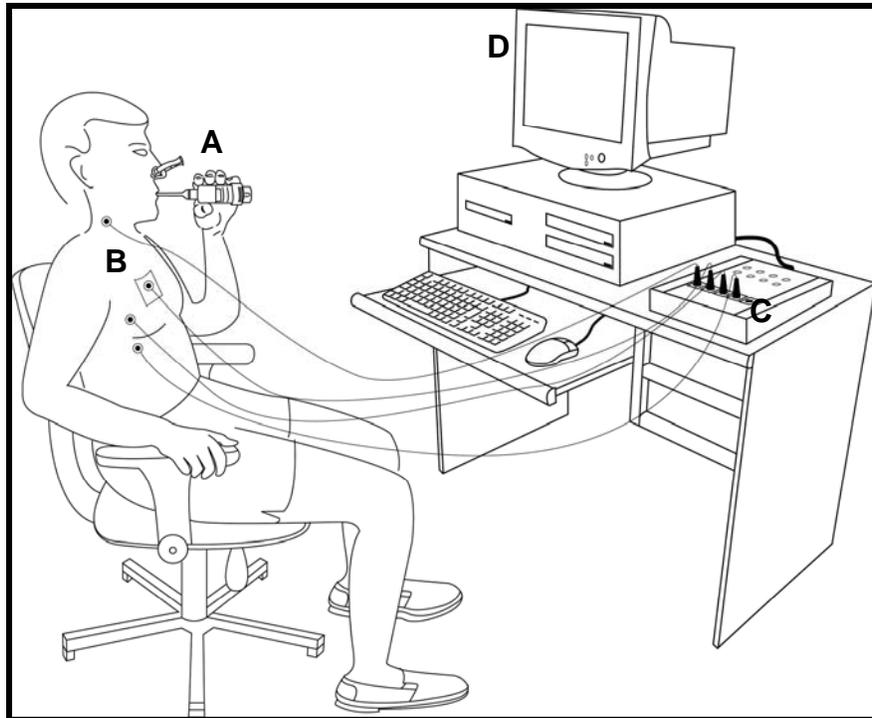


Figura 16: Esquema do Teste de endurance respiratória associado a eletromiografia. A: *threshold IMT*[®], B: Eletrodos utilizados para a captação dos sinais eletromiográficos, C: eletromiógrafo; D: Microcomputador

O *threshold IMT*[®] era sustentado pelo voluntário através do seu membro superior esquerdo, pois os registros eletromiográficos eram coletados no hemitórax direito e desta forma evitava-se a ação de músculos que pudessem sobrepor a atividade elétrica dos músculos estudados.

Após as medidas iniciais, os voluntários eram orientados a respirar através do bucal, permanecendo com a boca bem acoplada evitando assim escape de ar. As respirações deveriam ser sincrônicas com o toque do metrônomo, pois dessa forma os voluntários eram obrigados a manter sempre o mesmo ritmo respiratório durante todo o teste.

Ao final de cada etapa de teste, eram coletados os sinais eletromiográficos dos músculos respiratórios. Para este teste não foi realizada a coleta do sinal eletromiográfico do músculo reto da coxa.

Como critério de interrupção do teste, foi empregado o cansaço relatado pelo paciente, tontura ou assincronia com o metrônomo.

4.7 Processamento dos sinais eletromiográficos

Após a coleta dos sinais eletromiográficos, nos músculos intercostal externo e diafragma, que estavam contaminados pela frequência cardíaca, foi aplicado o filtro anteriormente descrito.

Devido a grande variabilidade do sinal eletromiográfico que possui uma característica de amplitude aleatória, o SENIAM recomenda que os sinais sejam normalizados com o objetivo de diminuir esta variabilidade.

Para isso foi desenvolvida uma rotina específica onde existia a possibilidade da normalização pela média e pelo pico do sinal mioelétrico captado, além disso, esta rotina possibilitava escolher o tempo de análise, desta

forma foi possível analisar apenas o tempo do ciclo da pedalada e do ciclo respiratório.

No processo de normalização, inicialmente eram calculados os valores de pico e média do sinal bruto no tempo total coletado. Para a normalização o valor bruto do tempo escolhido para análise era dividido tanto pelo valor de pico como pelo valor da média, previamente calculados.

Após a normalização, os dados eram processados em rotinas específicas para análise da raiz quadrada da média (RMS- μV) e frequência mediana (FM- Hz) no software Matlab[®] 6.5.1.

Além da normalização pelo pico e pela média, os valores de amplitude foram normalizados no TE dividindo os valores de RMS de todos os tempos pelo RMS do primeiro ciclo da pedalada, e no TER pelo primeiro ciclo respiratório.

A fórmula do cálculo do RMS está disposta na equação 4.1

$$RMS(t) = \sqrt{\frac{1}{T} \times \int_{t-r}^t EMG^2(t) \times dt}$$
$$RMS(t) = \sqrt{\frac{1}{T} \times \int_{t-\frac{r}{2}}^{t+\frac{r}{2}} EMG^2(t) \times dt} \quad (4.1)$$

Como recomendado pela SENIAM, foi calculado o coeficiente de variação (CV) (obtem-se dividindo o desvio padrão pela média), e os dados com o menor CV foi eleito para a análise dos dados.

Foi eleita a normalização pelo pico (RMS_{nor}) por apresentar o menor CV.
(APÊNDICE A, C)

Para o cálculo da FM foi utilizada a transformada rápida de Fourier com tipo de janela hanning, com porcentagem de superposição em 50% e número de pontos da janela de 256. A fórmula do cálculo da FM está apresentada na equação 4.2, P_w : densidade espectral de potência; ω : frequência variável.

$$\int_0^{MDF} P(\omega) \cdot d\omega = \int_{MDF}^{\infty} P(\omega) \cdot d\omega = \frac{1}{2} \int_0^{\infty} P(\omega) \cdot d\omega \quad (4.2)$$

Como a frequência mediana não se apresentou tão aleatória, com um coeficiente de variação baixo, este dado foi processado sem normalização.

O organograma apresentado na figura 17 demonstra todas as etapas realizadas para o processamento do sinal mioelétrico utilizadas nesta pesquisa.

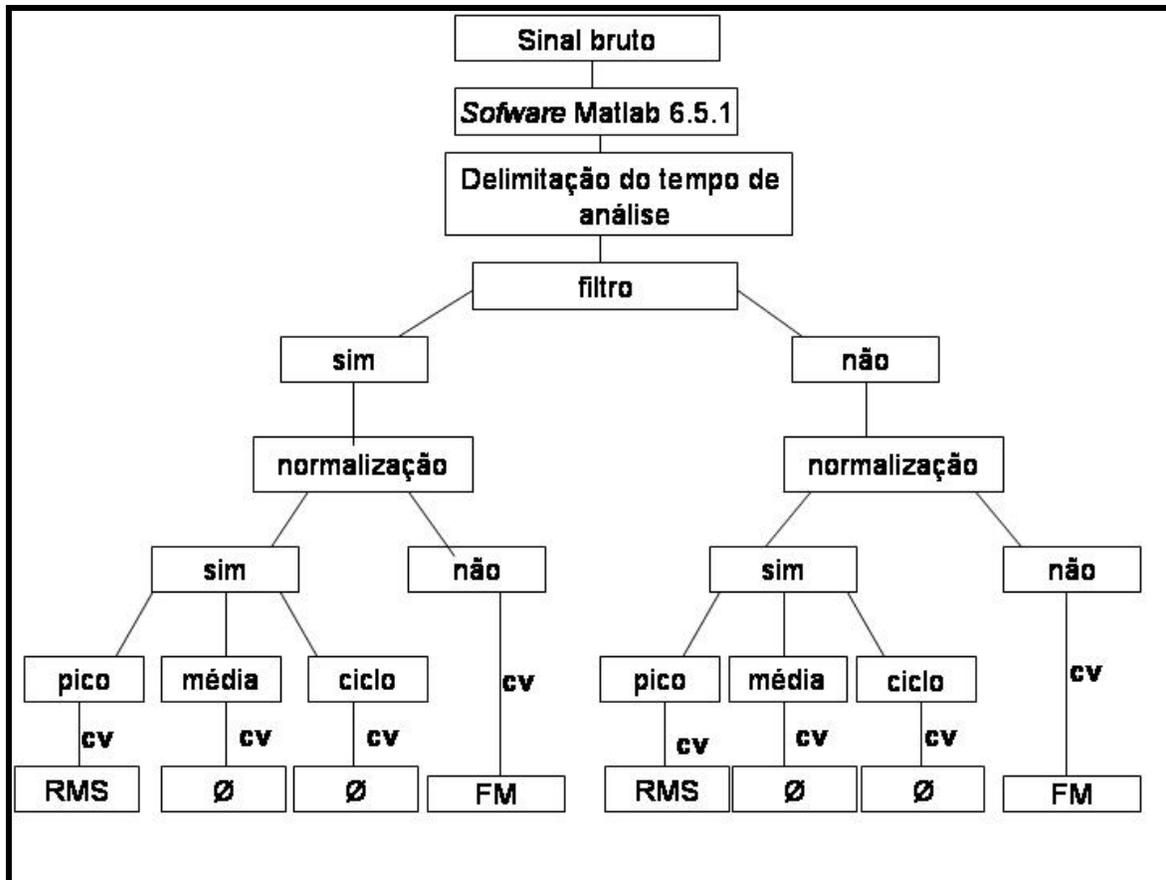


Figura 17: Esquema ilustrativo das rotinas utilizadas para a análise dos dados eletromiográficos - RMS: root means square; FM: freqüência mediana; Ø: não optado para análise, CV: coeficiente de variação.

4.8 Análise Estatística

Para análise da normalidade dos dados estudados foi utilizado o teste de normalidade de SHAPIRO-WILK através do *software* Statigraphis Plus® versão 5.2 (APÊNDICE E, F, G, H).

Baseado nos resultados deste teste foi determinado a eleição dos testes estatísticos.

Para a avaliação da força muscular respiratória comparando-a com o previsto na literatura foi utilizado o teste de Wilcoxon. A correlação entre a força

muscular respiratória e as variáveis eletromiográficas, foi realizada através do teste de Correlação de Spearman.

Com o objetivo de observar a mudança dos sinais eletromiográficos no tempo, tanto para o TER quanto para o TE, bem como das variáveis fisiológicas avaliadas durante o TE foi aplicado o teste não-paramétrico de Friedman, seguido de seu post hoc de Dunn através do *software* InStat 3[®].

Como os músculos SCM, INT e DIA foram estudados nos dois testes com o mesmo posicionamento dos eletrodos, foi possível comparar o comportamento destes músculos nos dois tipos de teste pelo teste de Wilcoxon.

Além disso, foi aplicado o teste de Mann-Whitney para comparação entre os sexos.

Os testes de Wilcoxon e Mann-Whitney e a Correlação de Spearman, foram realizados no *software* Statistica 6.0[®].

Em todos os testes o valor crítico foi fixado em 5% ($p < 0,05$).

5. Resultados

Para melhor visualização dos dados as variáveis analisadas foram organizadas em tabelas e ilustradas em gráficos, separadas pelos testes realizados e pelo tipo de análise. As tabelas serão apresentadas em média (\bar{X}), desvio padrão (dp) e/ou testes estatísticos.

Com o objetivo de facilitar a análise dos dados o TER e o TE foram divididos em repouso inicial (RI), início do testes (IT), 50% dos testes (50%TER e 50%TE), 100% dos testes (100%TER e 100%TE) e repouso final (RF).

No TER a primeira carga (IT) foi o exercício a 30% da P_{lmáx} e para o TE foi desconsiderado o aquecimento e o teste passou a ser analisado à partir de 50 watts (IT).

5.1 Força Muscular Respiratória

Inicialmente, comparamos a P_{lmáx} e a P_{Emáx} obtidas através da manovacuometria entre os sexos, onde foi observada uma diferença significativa conforme a tabela 02.

Tabela 02: Média e desvio padrão das pressões respiratórias máximas em cm H₂O para ambos os sexos

	P _{lmáx}	P _{lmáx} -predita	P _{Emáx}	P _{Emáx} -predita
feminino	96,33±13,51*†	98,08±2	86,25±16,83*†	98,8±7,77
masculino	124,72±22,73†	136,75±2	135,56±24,77†	147,21±4,07

* estatisticamente significativo entre os sexos feminino e masculino; † estatisticamente significativo entre os valores obtidos e os preditos.

Os valores obtidos durante as medidas de pressões máximas foram comparados com os valores preditos calculados pela equação proposta por Neder *et al.* (1999b), onde foi verificada diferença significativa (Tabela 02, Figura 18). Os nossos valores se apresentaram menores do que os preditos pela equação.

As voluntárias do sexo feminino atingiram 98% da PImáx predita e 87% da PEmáx predita pela equação, já os voluntários do sexo masculino atingiram para a manobra de PImáx 91% do predito e 92% da PEmáx predita.

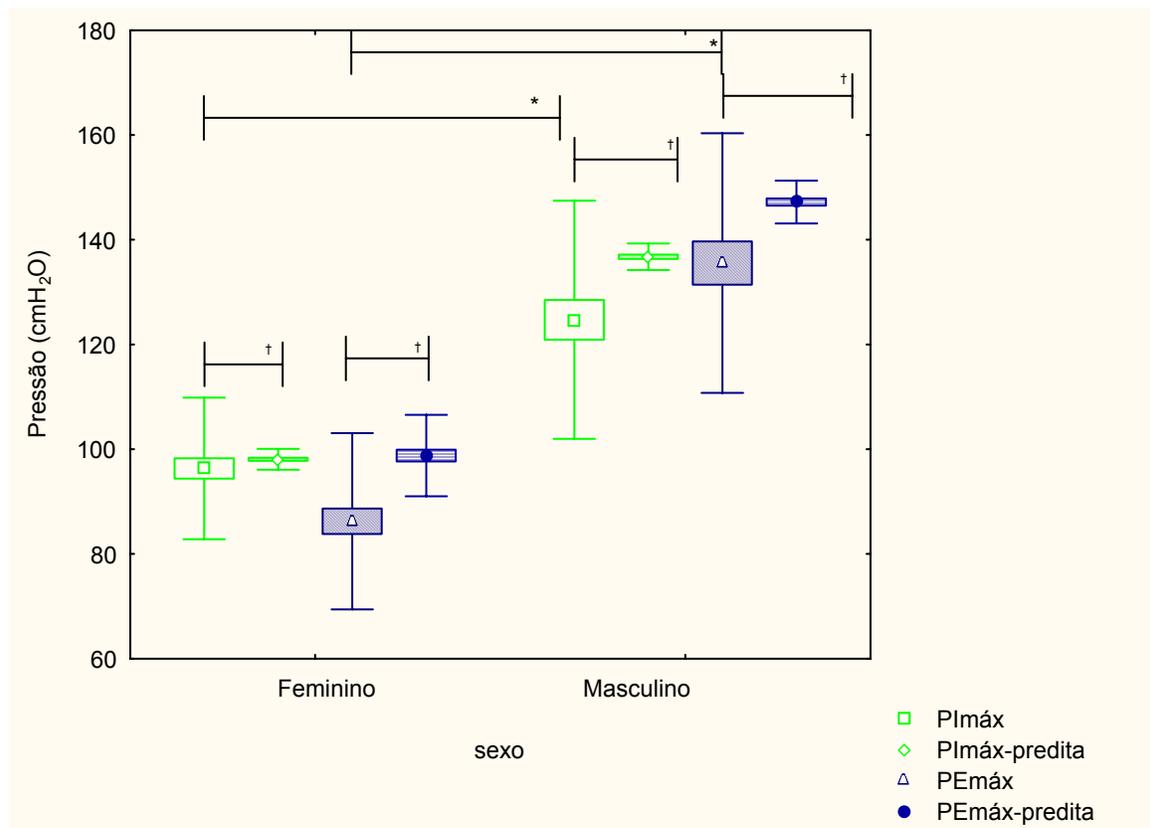


Figura 18: Síntese gráfica dos valores em média e desvio-padrão das medidas de pressões inspiratórias e expiratórias máximas obtidas e preditas. * estatisticamente significativo na comparação entre os sexos; † estatisticamente significativo entre os valores obtidos e preditos. PImáx: pressão inspiratória máxima; PEmáx: pressão expiratória máxima.

Para a manobra de PImáx através do teste de Correlação de Spearman, não foi encontrada correlação significativa entre a pressão inspiratória máxima (PImáx) e as variáveis eletromiográficas de RMS_{nor} e FM, para ambos os sexos, conforme demonstrado na Tabela 03.

Tabela 03: Resultados da correlação entre a pressão inspiratória máxima e as variáveis eletromiográficas para todos os músculos estudados em ambos os sexos.

	RMS_{nor}		FM	
	r	p	r	p
Feminino				
PImáx x SCM	0,15	0,36	-0,18	0,21
PImáx X INT	-0,30	0,31	-0,21	0,14
PImáx X DIA	-0,15	0,30	-0,19	0,17
Masculino				
PImáx X SCM	0,16	0,21	-0,08	0,60
PImáx X INT	-0,21	0,14	-0,19	0,25
PImáx X DIA	-0,07	0,94	0,11	0,49

PImáx: pressão inspiratória máxima; SCM: esternocleidomastoideo; INT: intercostal externo; DIA: diafragma; RMS_{nor} : RMS normalizado pelo pico; FM: frequência mediana.

5.2 Teste de Endurance Respiratória

Conforme dito anteriormente no TER foram estudadas as variáveis eletromiográficas de RMS_{nor} e FM apenas para os músculos respiratórios.

No estudo do RMS_{nor} observou-se que quando comparado os sexos para o músculo SCM as mulheres apresentavam um maior valor no repouso final (Tabela 04). Este valor de RMS_{nor} , para as mulheres se modificava com o decorrer do teste, já para os homens este valor permaneceu sem alterações significativas.

Através da tabela 04, verificou-se um aumento do valor de RMS_{nor} para o músculo SCM com o aumento da carga nas mulheres, com diferença significativa para o tempo RI-50%TER, enquanto que para o sexo masculino não foram encontradas diferenças significativas.

Tabela 04: Valores de RMS_{nor} para todos os músculos estudados no teste de endurance respiratória para ambos os sexos.

Tempo	RMS_{nor} feminino(μV)			RMS_{nor} masculino(μV)		
	SCM	INT	DIA	SCM	INT	DIA
RI	0,12±0,04	0,06±0,02*	0,05±0,03*	0,12±0,05	0,05±0,02	0,05±0,02
IT	0,13±0,04	0,10±0,04*†	0,07±0,03	0,12±0,03	0,08±0,02†	0,07±0,03
50% TER	0,15±0,03†	0,11±0,03*†	0,07±0,04	0,13±0,04	0,06±0,02†	0,07±0,03
100%TER	0,14±0,03	0,11±0,04*†	0,08±0,03	0,13±0,04	0,09±0,04†	0,08±0,03†
RF	0,14±0,04*	0,06±0,01*	0,05±0,02	0,11±0,03	0,05±0,02	0,05±0,02

RMS_{nor} : RMS normalizado pelo pico, RI: repouso inicial; IT: início do teste; 50% TER: 50% do teste de endurance respiratória, 100% TER; 100% do teste de endurance respiratória; RF: repouso final; SCM: esternocleidomastoideo; INT: intercostal externos; DIA: diafragma, * estatisticamente significativo entre os sexos, † estatisticamente significativo em relação a RI

Quando analisamos o músculo INT pôde-se detectar diferenças entre os sexos para todos os tempos de teste na variável RMS_{nor} sendo que os valores foram maiores para o sexo feminino. Para ambos os sexos se pôde observar uma mudança significativa desta variável durante a execução do teste.

No músculo INT de ambos os sexos, as diferenças encontradas foram semelhantes para RMS_{nor} (Tabela 04) sendo significativos nos tempos RI-IT, RI-50%TER, e RI-100%TER. Observou-se um aumento desta variável com o aumento da carga imposta a respiração.

Em relação ao músculo DIA o comportamento do RMS_{nor} foi significativo apenas no repouso inicial, onde este se apresentou maior nas mulheres.

Quando analisamos o músculo DIA das mulheres, não foi observado

nenhuma diferença estatística para o valor de RMS_{nor} , enquanto que nos homens esta diferença esteve presente no tempo RI-100%TER (Tabela 04).

No estudo da FM para o músculo SCM quando realizada a comparação entre os sexos, a diferença significativa se apresentou no IT com maiores valores para o sexo feminino. Foi observada uma diferença significativa para FM entre os tempos IT e RF nas mulheres e entre 100% TER e RF para os homens. Nenhuma alteração foi observada na FM do músculo INT em ambos os sexos (Tabela 05).

Tabela 05: Valores de FM para todos os músculos estudados no teste de endurance respiratória para ambos os sexos. A: tabela do sexo feminino; B: tabela no sexo masculino.

A

tempo	FM feminino (Hz)		
	SCM	INT	DIA
RI	86,82±13,55	83,48±14,58	85,08±11,61*
IT	95,06±15,14	86,67±18,16	75,45±10,5 [†]
50% TER	91,71±18,17	85,46±14,69	78,18±11,14 [†]
100%TER	92,34±18,18	86,9±16,42	73,66±8,79* [†]
RF	83,46±16,51 [‡]	79,66±11,84	78,98±7,77 [†]

B

tempo	FM masculina (Hz)		
	SCM	INT	DIA
RI	87,71±15,93	84,4±14,75	70,51±12,44
IT	87,48±15,14	96,92±35,77	74,89±17,72
50% TER	95,71±18,17	94,15±25,75	75,02±16,49
100%TER	95,52±16,66	90,79±24	73,80±19,66
RF	83,12±9,3 [‡]	84,92±23,63	71,83±14,44

RMS_{nor} : RMS normalizado pelo pico, RI: repouso inicial; IT: início do teste; 50% TER: 50% do teste de endurance respiratória, 100% TER; 100% do teste de endurance respiratória; RF: repouso final; SCM: esternocleidomastoideo; INT: intercostal externos; DIA: diafragma, * estatisticamente significativo entre os sexos, [†] estatisticamente significativo em relação a RI, [‡] estatisticamente em relação ao IT, [‡] estatisticamente significativo entre 100% e RF.

Já no estudo da FM do músculo diafragma, as diferenças significativas na comparação entre os sexos foram observadas nos repousos inicial e final com maiores valores para as mulheres.

Na análise da FM do músculo DIA as mulheres sofreram uma diminuição dos valores de FM com a execução do teste para todos os tempos quando comparados com o repouso inicial, enquanto que nos homens esta variável permaneceu inalterada.

Cabe destacar que o tempo de endurance média para as mulheres foi de $12 \pm 0,5$ minutos com carga máxima de endurance de $35,34 \pm 7,05$ cm H₂O, e para os homens o tempo de endurance média foi de aproximadamente $15 \pm 1,35$ minutos com carga de endurance máxima de $55,25 \pm 9,42$ cmH₂O.

5.3 Teste ergométrico

Quando realizada a comparação entre os sexos para os valores de RMS_{nor} , o músculo SCM para as mulheres apresentou no RI um menor valor e no RF um maior valor. Para esta variável no músculo INT, não foi possível observar diferenças significativas. No músculo DIA a diferença estatística ocorreu apenas no RI com maiores valores para os homens. Enquanto que, para o músculo RC a 50%TE, o sexo masculino apresentou um maior valor de RMS_{nor} (Tabela 06).

Tabela 06: Resultados dos valores de RMS_{nor} para ambos os sexos durante o TE; A: valores de RMS_{nor} para o sexo feminino; B: valores de RMS_{nor} para o sexo masculino.

A

	RMS_{nor} feminino(μV)			
	SCM	INT	DIA	RC
RI	0,06±0,03*	0,06±0,02	0,08±0,04	0,09±0,04
IT	0,09±0,04 [†]	0,06±0,02	0,07±0,03	0,11±0,03
50%TE	0,08±0,04 [†]	0,05±0,02	0,07±0,04	0,12±0,04* [‡]
100%TE	0,12±0,05 ^{†‡}	0,07±0,02	0,08±0,04	0,13±0,05 [†]
RF	0,1±0,03* [†]	0,06±0,02	0,07±0,03	0,11±0,05

B

	RMS_{nor} masculino(μV)			
	SCM	INT	DIA	RC
RI	0,09±0,04	0,05±0,01	0,06±0,02*	0,11±0,03
IT	0,09±0,04	0,06±0,02	0,07±0,02 [†]	0,12±0,02
50%TE	0,09±0,03	0,06±0,02	0,06±0,02 [†]	0,12±0,03
100%TE	0,14±0,03 ^{†‡}	0,06±0,03 [†]	0,07±0,03 [†]	0,15±0,03
RF	0,08±0,03	0,06±0,02	0,07±0,03 [†]	0,10±0,02

SCM: esternocleidomastoide; IT: intercostal externo; DIA: diafragma; RC: reto da coxa; RI repouso inicial; IT: início do teste; 50%TE: 50% do teste ergométrico; 100% TE: 100% do teste ergométrico; RF: repouso final; RMS_{nor} : RMS normalizado pelo pico; * significativo entre os sexos; [†] significativo relação a RI; [‡] significativo entre IT-100% de TE; [‡] significativo entre 50-100%TE.

No estudo do músculo SCM para o sexo feminino, com a realização do teste verificou-se um aumento no RMS_{nor} . Estas alterações foram significativas nos tempos RI-IT, RI-50%TE, RI-100%TE, RI-RF e também entre 50-100%TE, cujo comportamento pode ser observado na tabela 06. No sexo masculino as diferenças ocorreram nos tempos RI-100%TE e entre 50-100%TE (Tabela 06).

O músculo INT para as mulheres não apresentou diferença significativa com o teste, enquanto que nos homens a diferença existiu entre os tempos RI-50%TE e RI-100%TE conforme demonstrado na tabela 06.

Não foram observadas diferenças significativas para os valores de RMS_{nor} do músculo DIA para ambos os sexos. No músculo RC foi detectado aumento significativo no RMS_{nor} com o incremento da carga imposta aos membros inferiores para ambos os sexos. No sexo feminino as diferenças ocorreram nos tempos 50%TE, 100%TE quando comparados com RI, e no sexo masculino as diferenças foram observadas nos tempos IT, 50% de TE e 100% de TE quando comparados com o repouso inicial (Tabela 06).

Na análise da FM, o músculo SCM apresentou diferença significativa em RI quando comparados os sexos, com maiores valores para o sexo feminino. Já no músculo INT nenhuma diferença foi observada entre os sexos.

Nesta análise comparativa para o músculo DIA, observou-se em RI um maior valor para FM no sexo feminino, enquanto que para o músculo RC em IT, os homens apresentaram um maior valor de FM.

Foi observado que para as mulheres a FM do músculo SCM diminuiu com a execução do teste enquanto que nos homens este valor permaneceu inalterado. Na análise da FM das mulheres as diferenças foram encontradas entre RI-50%TE, RI-100%TE e RI-RF (Tabela 07).

Já para o músculo INT detectou-se diferença significativa para a variável de FM nas mulheres, encontrada quando comparados os valores de RI com RF, sem alterações nos homens (Tabela 07).

Tabela 07: Resultados dos valores de FM para ambos os sexos durante o TE; A: valores de FM para o sexo feminino; B: valores de FM para o sexo masculino.

A

	RMS _{nor} feminino (Hz)			
	SCM	INT	DIA	RC
RI	90,08±16,59*	78,56±17,57	83,04±13,95*	81,59±18,31
IT	83,12±14,61 [†]	91,22±43,56	78,32±13,6	65,62±7,46* [†]
50%TE	78,91±11,99 [†]	104,78±58,84	76,63±8,39 [†]	65,30±6,78 [†]
100%TE	76,36±14,96 [†]	89,85±51,35	72,33±9,11 ^{†‡}	65,08±6,57 [†]
RF	77,99±12,32 [†]	76,94±28,10 [†]	73,39±10,78	71,74±11,72 [†]

B

	RMS _{nor} masculino (Hz)			
	SCM	INT	DIA	RC
RI	78,15±14,62	81,45±15,99	77,66±7,9	85,38±39,79
IT	78,84±12,85	81,42±17,52	77,45±8,36	69,37±7,09 [†]
50%TE	80,23±14,95	79,67±16,48	76,45±8,71	65,19±9,19 [†]
100%TE	73,90±8,58	77,22±16,79	75,83±8,77	64,64±10,57 [†]
RF	77,99±12,32	73,78±11,86	70,80±8,97 [†]	70,10±2,81 [†]

SCM: esternocleidomastoide; IT: intercostal externo; DIA: diafragma; RC: reto da coxa; RI repouso inicial; IT: início do teste; 50%TE: 50% do teste ergométrico; 100% TE: 100% do teste ergométrico; RF: repouso final; RMS_{nor}: RMS normalizado pelo pico; * significativo entre os sexos; [†] significativo relação a RI; [‡] significativo entre IT-100% de TE.

Na análise do músculo DIA foram detectadas mudanças significativas na FM nas mulheres entre os tempos RI-50%TE, RI-100%TE e RI-RF e também entre IT-100%TE. Nos homens esta diferença foi observada entre os tempos RI-RF, conforme tabela 07.

Quando estudamos o músculo RC, detectou-se que a variável de FM se modificava com a execução do teste tanto nos homens como nas mulheres, cujo comportamento era semelhante com uma diminuição da FM em IT, 50% de TE, 100% de TE e RF quando comparados com o RI. Cabe destacar que durante a

realização do teste, tanto para as mulheres quanto para os homens a FM permaneceu inalterada, como demonstrado na tabela 07.

Como durante o TE foram medidas as variáveis fisiológicas de FC, SpO₂, além da escala de esforço percebido de Borg para dispnéia e membros inferiores, estas foram analisadas mesmo não existindo correlação entre estas e as variáveis eletromiográficas.

Quando comparadas as variáveis fisiológicas entre os sexos, pode-se verificar que apesar dos comportamentos serem semelhantes, durante o teste elas são diferentes para homens e mulheres.

A tabela 08 mostra o comportamento da FC e da SpO₂ durante o TE para homens e mulheres. Através do teste de Friedman nota-se que ambas as variáveis mudam com o tempo, porém, com o incremento do exercício ocorre um aumento da FC com diminuição da SpO₂.

Tabela 08: Médias e desvio padrão das variáveis fisiológicas de FC e SpO₂ para ambos os sexos durante o TE

TEMPO	FC (bpm)		SpO ₂ (%)	
	♀	♂	♀	♂
RI	86,43±12,24	80,58±6,23	97,56±1,07	96,91±1,05
IT	114,12±13,12*	101,5±13,60*	96,87±2,14	96,5±1,13
50%TE	128,93±19,63* [†]	124,25±17,29* [†]	96,93±2,12	96,75±0,84
100%TE	137,12±32,41*	163,58±13,59* [‡]	96,18±2,34	96,66±0,75*
RF	121,75±17,42*	131,5±20,74*	96,81±0,95*	96,16±0,91

* significativo para os valores comparados com o repouso, [†] significativo para os tempos IT-50%TE, [‡] significativo para os tempos 50%TE-100%TE.

A FC apresenta alterações significativas para todas as mudanças de tempo para o sexo masculino, enquanto que para o sexo feminino, apesar de ocorrer uma diferença quando a variável é comparada com o repouso e entre o

IT e 50%TE, o mesmo comportamento não é observado entre os tempos 50%TE e 100%TE.

Com o objetivo de facilitar a visualização da mudança da FC durante o TE, a figura 19 mostra o comportamento da FC durante o TE para os sexos feminino e masculino.

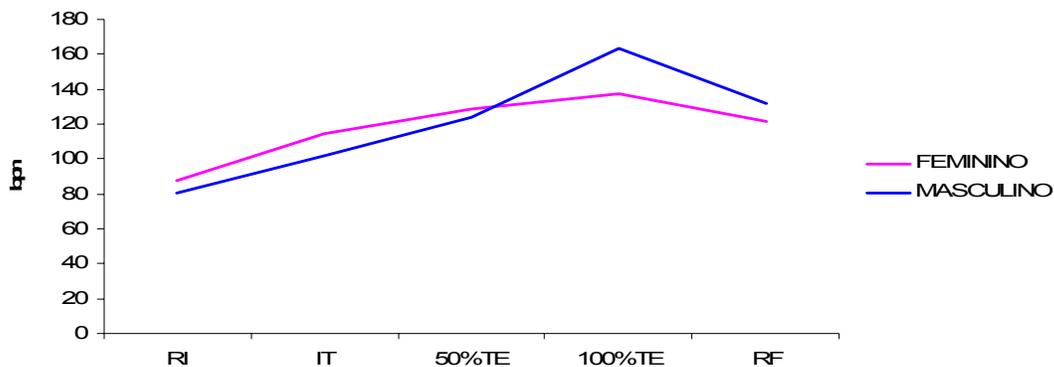


Figura .19: Comportamento da FC no decorrer do TE para ambos os sexos. RI: repouso inicial; IT: início do teste; 50%TE: 50% do teste; 100%TE: 100% do teste; RF: repouso final; bpm: batimentos por minuto.

Apesar da SpO_2 mudar com o tempo, ao aplicar o teste post hoc de Dunn verificou-se que para o sexo masculino a diferença ocorreu entre RI e RF, e para o sexo feminino esta diferença ocorreu entre RI e 100%TE (Tabela 08).

A dispnéia e o cansaço em membros inferiores, avaliados através da escala de Borg alteraram-se com o passar do tempo.

Em relação à sensação de dispnéia as mulheres tiveram um aumento desta em todos os tempos analisados, enquanto que os homens começaram a relatar um nível de cansaço leve apenas a 50% TE e a partir deste tempo a sensação de dispnéia aumentou com o incremento do teste conforme pode ser observado na figura 20, sendo maior para os homens em 100% do TE.

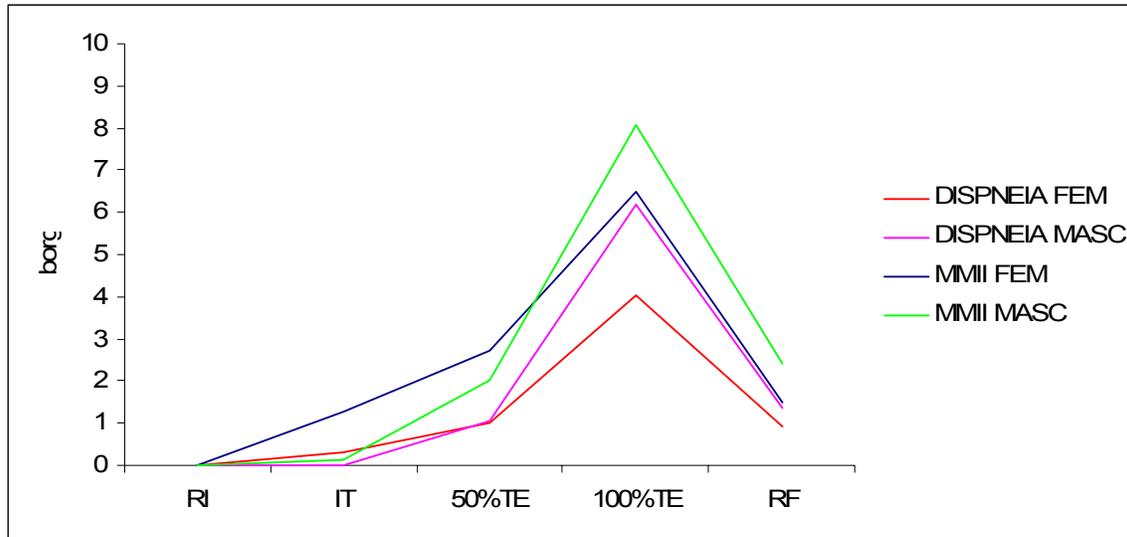


Figura 20: Sensação de dispnéia e cansaço em membros inferiores durante o TE, para ambos os sexos, avaliados através da escala de Borg. MMII: membros inferiores; FEM: feminino; MASC: masculino; RI: repouso inicial; IT: início do teste; 50%TE: 50% do teste; 100%TE: 100% do teste; RF: repouso final.

Para a sensação de cansaço em membros inferiores o comportamento para os homens e para as mulheres foi o mesmo que a sensação de dispnéia, isto é, um aumento significativo do cansaço em MMII com o incremento da carga do teste (Figura 20).

5.4 Comparação intra-músculos

Como para ambos os testes o posicionamento dos eletrodos para os músculos respiratórios foi o mesmo, foi possível realizar através do teste de Wilcoxon a comparação intra-músculos comparando sua atividade nos dois

testes. Novamente devido à diferença entre os sexos a análise foi realizada separadamente.

Quando estudado o músculo SCM, observou-se que no repouso inicial o valor de RMS_{nor} , nas mulheres, era diferente estatisticamente. Esta diferença permaneceu até atingir 50% dos testes, pois a 100% dos testes não foi verificada diferença significativa. No repouso final esta diferença voltou a ocorrer. No estudo da FM, no repouso inicial e final não foi observada diferença estatística, mas durante o teste estas diferenças foram significativas (Figura 21).

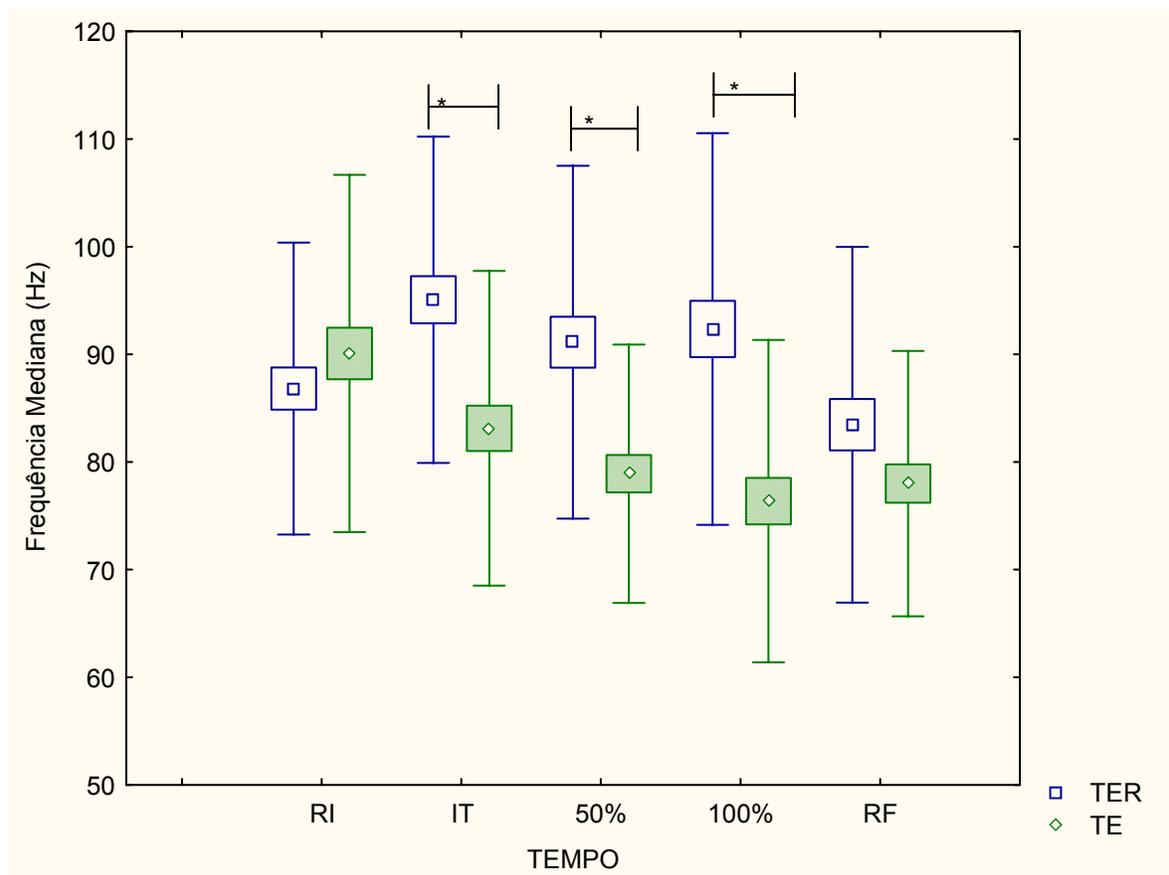


Figura 21: Comportamento médio dos músculos SCM feminino para variável de FM quando comparado os dois testes; TE: teste ergométrico; TER: teste de endurance respiratória; * $p < 0,05$; $n=16$.

No músculo INT feminino as diferenças estatísticas para a FM ocorreram durante as fases de repouso inicial e final e para o RMS_{nor} estas apareceram durante os testes, não ocorrendo no repouso (Figura 22). O músculo DIA das mulheres permaneceu sem alteração significativa para o RMS_{nor} quando comparados os dois testes. Para FM ocorreu uma diferença significativa em 50% dos testes.

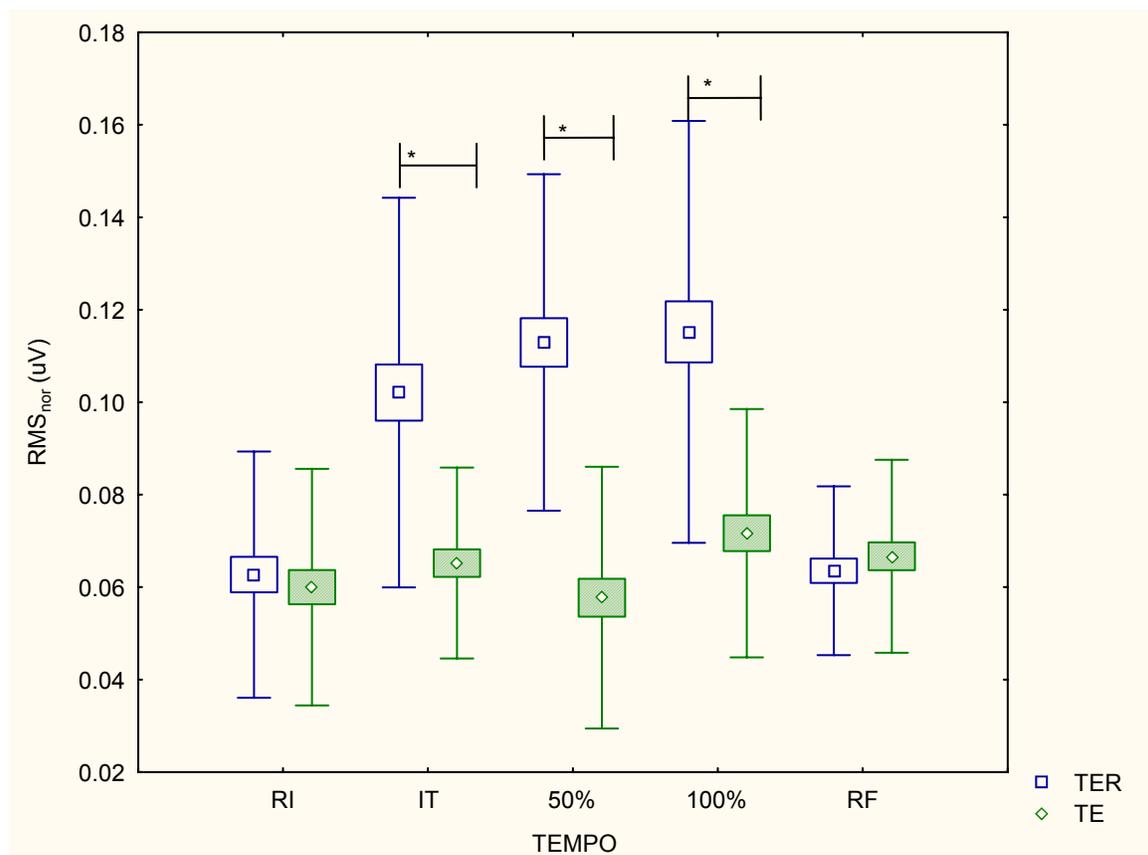


Figura 22: Comportamento médio do músculo INT feminino para variável de RMS_{nor} quando comparado os dois testes; TE: teste ergométrico; TER: teste de endurance respiratória; * $p < 0,05$; $n=16$.

Quando realizada a mesma análise para os homens, verificou-se que para o músculo SCM a FM foi significativamente diferente durante os repouso e todos os níveis dos testes (Figura 23).

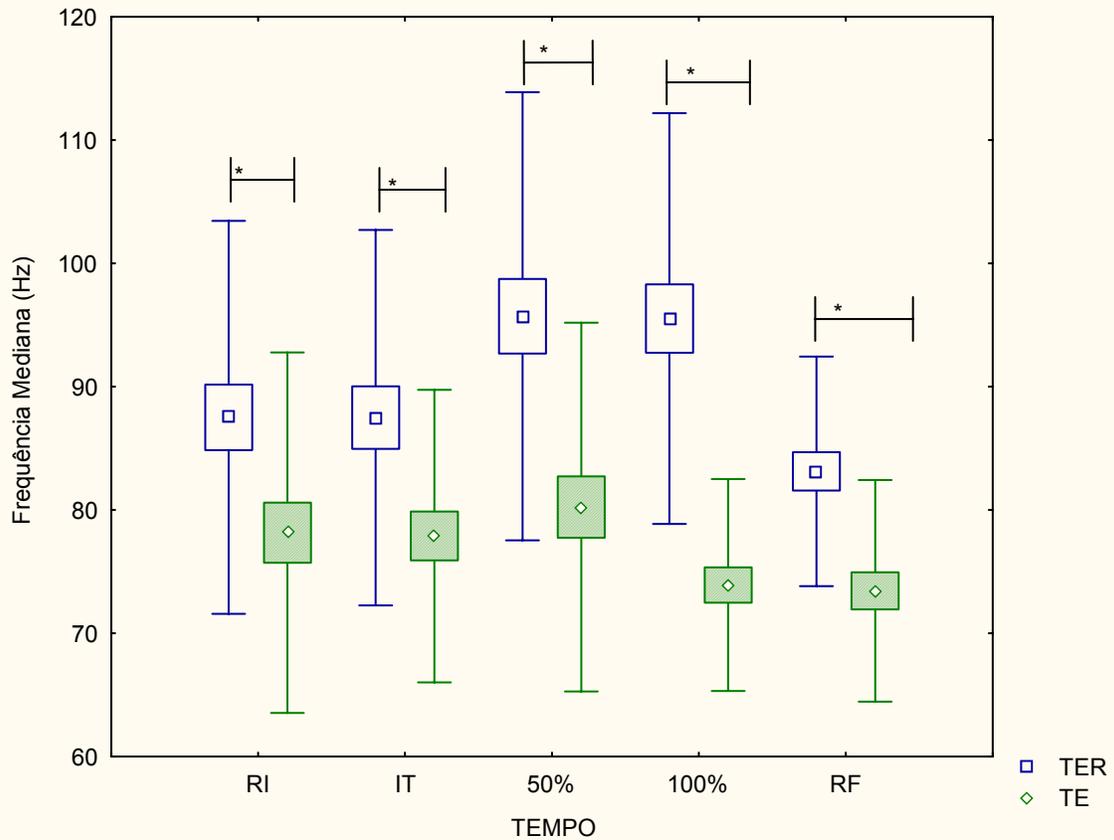


Figura 23: Comportamento médio do músculo SCM masculino para variável de FM quando comparado os dois testes; TE: teste ergométrico; TER: teste de endurance respiratória; * $p < 0,05$; $n = 12$.

Para valores de RMS_{nor} quando comparados os tempos de testes não foi observada diferença significativa apenas a 100% dos testes (Figura 24).

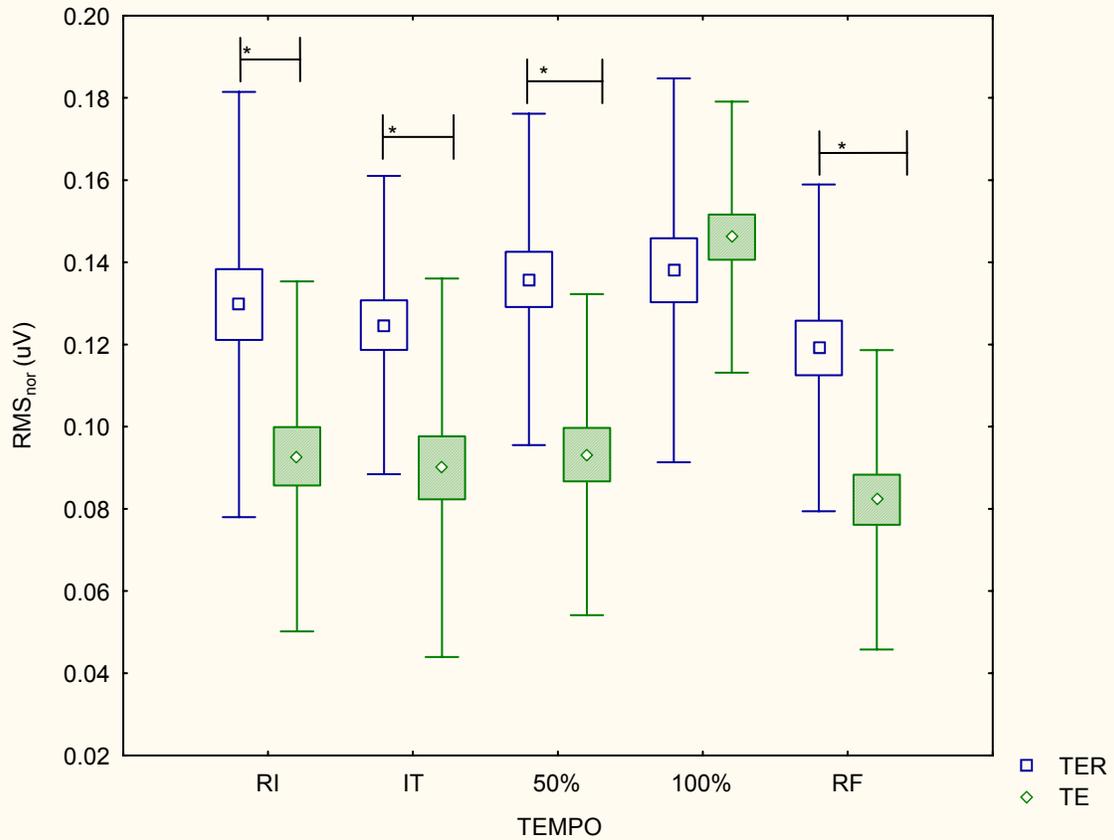


Figura 24: Comportamento médio do músculo SCM masculino para variável de RMS_{nor} quando comparado os dois testes; TE: teste ergométrico; TER: teste de endurance respiratória; * $p < 0,05$; $n = 12$.

O músculo INT se comportou sem alterações significativas para FM apenas para o repouso inicial, porém estas alterações foram significativas em todos os tempos de teste e repouso final (Figura 25).

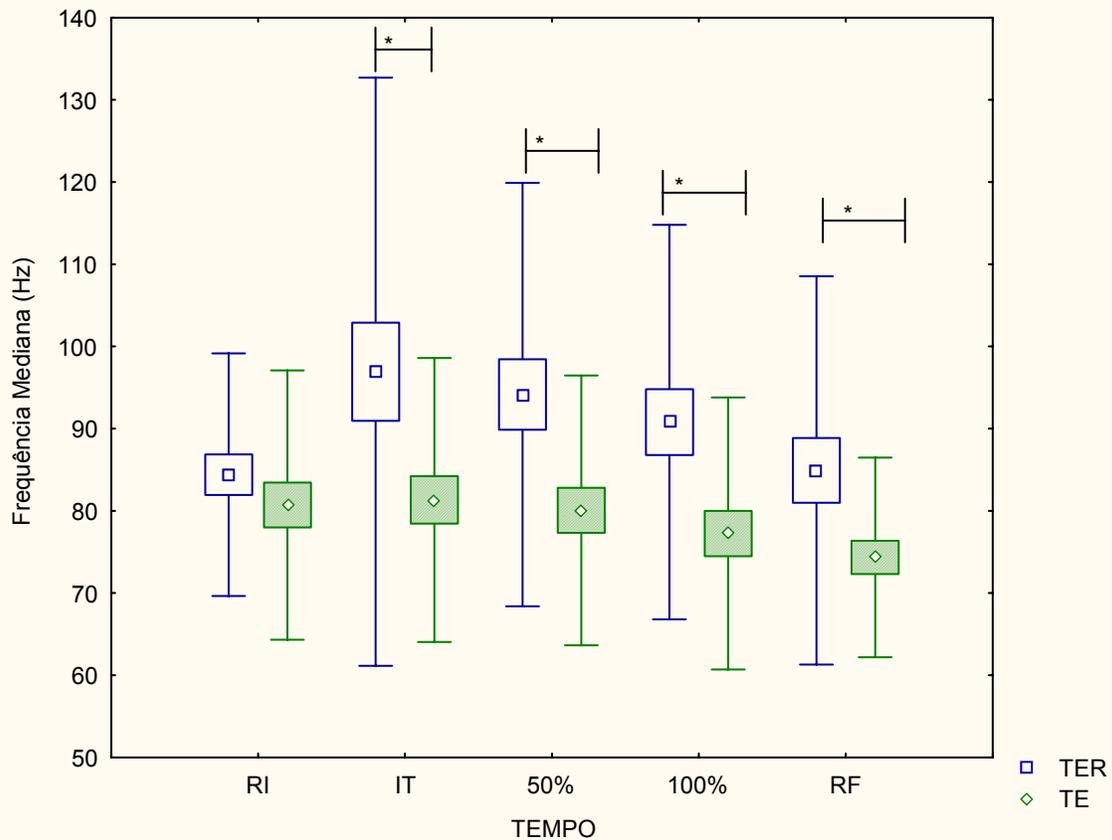


Figura 25: Comportamento médio do músculo INT masculino para variável de FM quando comparado os dois testes; TE: teste ergométrico; TER: teste de endurance respiratória; * $p < 0,05$; $n = 12$.

Enquanto que para RMS_{nor} os valores foram significativamente diferentes tanto no início do teste, a 100% dos testes e no repouso final. Analisando o músculo DIA, a FM foi diferente estatisticamente apenas no repouso inicial, permanecendo inalterada com o aumento das cargas de ambos os testes, para o RMS_{nor} esta diferença ocorreu a 100% dos testes.

Por fim, cabe destacar que quando comparados os dois tipos de esforço, de uma maneira geral, observa-se que os resultados das variáveis eletromiográficas nos músculos respiratórios foram menores durante o TE, o qual não exige um recrutamento específico desta musculatura. Este

comportamento pode ser observado na tabela 26, deve-se notar que as amplitudes dos gráficos para os testes são diferentes para que possa ser observada esta diferença na amplitude.

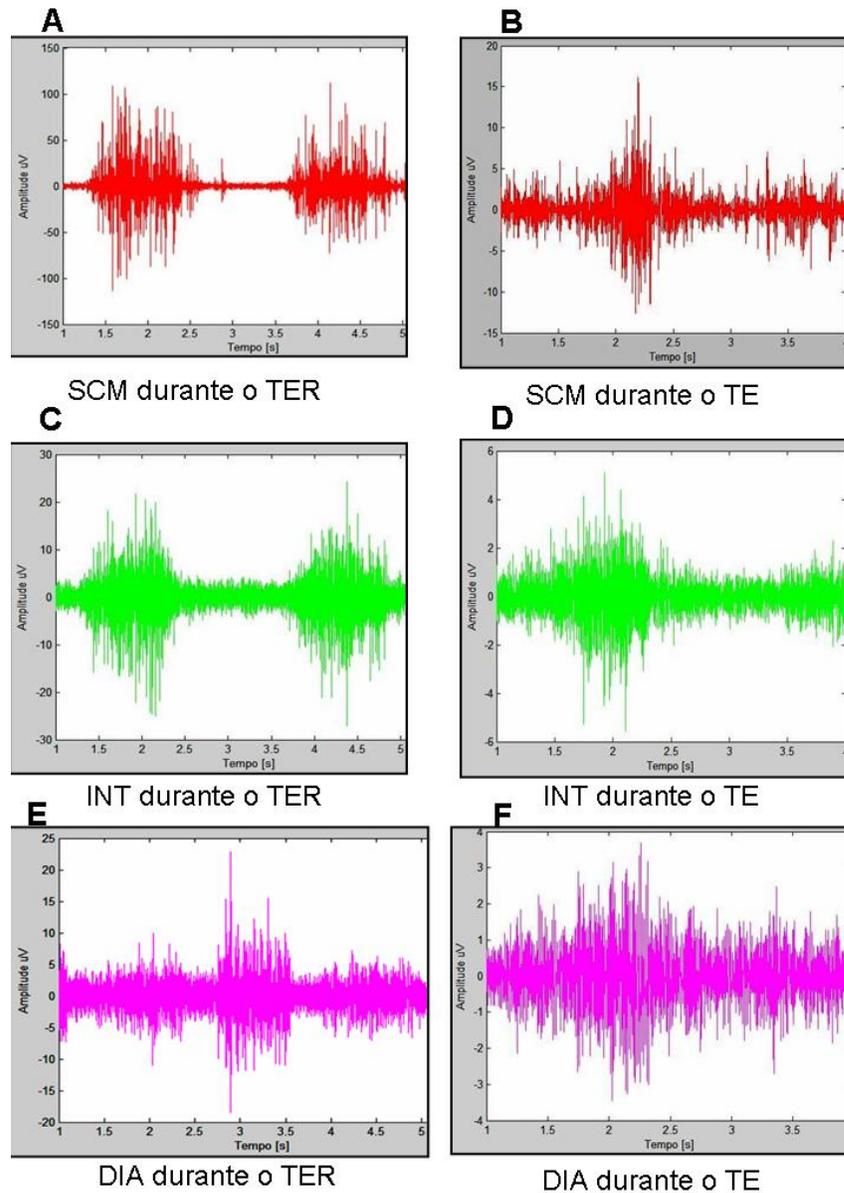


Figura 26: Comportamento dos músculos respiratórios nos dois testes estudados: A: músculo SCM (vermelho) durante o TER; B: músculo SCM (vermelho) durante o TE; C: músculo INT (verde) durante o TER; D: músculo INT (verde) durante o TE; E: músculo DIA (rosa) durante o TER; F: músculo DIA (rosa) durante o TE.

6. Discussão

6.1 Posicionamento dos Eletrodos

6.1.1 Músculo esternocleidomastoideo

O músculo SCM, considerado acessório da respiração, origina-se no processo mastóideo do crânio e se insere na parte superior do manúbrio do esterno, cujas fibras musculares constituem um ângulo de 42° com a primeira costela e possui o comprimento de 14 cm (RATNOVSKY e ELAD, 2005). Estudos baseados no teorema de reciprocidade de Maxwell, juntamente com a análise muscular através da tomografia computadorizada, demonstram que este músculo possui uma vantagem mecânica inspiratória (LEGRAND *et al.*, 2003).

Além do músculo SCM, o escaleno também é considerado acessório da respiração, onde este último se apresenta ativo inclusive em respirações no repouso, já o músculo SCM passa a ser ativado como auxiliar da respiração com o esforço (LEGRAND, *et al.*, 2003).

Apesar o músculo escaleno ser mais ativo na respiração, estudos com indivíduos com tetraplegia alta, com paralisia tanto dos músculos diafragma e intercostais como dos escalenos, pode-se observar uma expansão do tórax na região superior provavelmente pela contração do músculo SCM, mostrando sua influência na respiração. Além disso, o músculo SCM é um músculo superficial,

de maior massa muscular que o músculo escaleno o que facilita a análise através da EMGs.

6.1.2 Músculo intercostal externo

Correm paralelamente dos tubérculos das costelas dorsalmente até a junção costochondral ventralmente, cujas fibras musculares formam um ângulo de 24° até a 4ª costela, na capacidade residual funcional, cujo vetor de força é de aproximadamente 5 cm (RATNOVSKY e ELAD, 2005).

Apesar dos músculos intercostais externos possuírem vantagem mecânica inspiratória, sabe-se que esta é mais significativa na região dorsal, porém, para o estudo através da EMGs o posicionamento do eletrodo na região dorsal é complicada pela sobreposição de outros músculos mais superficiais que influenciariam na coleta dos sinais eletromiográficos (DeTROYER; KIRKWOOD; WILSON; 2005)

Através de estudos com cadáveres e com humanos *in vivo* fazendo o uso da tomografia computadorizada, DeTroyer; Kirkwood; Wilson (2005) verificaram que para região ventral a maior atividade inspiratória dos músculos intercostais externos ocorre a partir do 2º espaço intercostal, e que esta vai diminuindo com o aumento dos espaços chegando a possuir uma função expiratória a partir do 5º espaço.

O posicionamento do eletrodo em nosso estudo foi no terceiro espaço intercostal o que nos faz acreditar que a atividade inspiratória captada é realmente dos músculos intercostais externos, já que os músculos intercostais internos possuem vantagem expiratória e só se encontram ativos durante a expiração.

6.1.3 Músculo diafragma

O músculo diafragma é considerado agonista da inspiração, possui o formato de cúpula cujas fibras costais e esternal se inserem no tendão central, e possuem um comprimento médio de 7 cm em relação ao tendão central. O diafragma esternal é ligado com a cartilagem da sexta costela, e se insere na nona costela com comprimento de 17,9 cm constituindo um ângulo de 51° com a costela, enquanto que, o diafragma costal é fixado nos discos intervertebrais da primeira à terceira vértebra lombar e se insere no sétimo, oitavo e décimo espaço intercostal com o comprimento médio de 24,3 cm.

O posicionamento do eletrodo eleito para este estudo foi no 7º espaço intercostal, baseado no estudo de Butler, McKenzie, Gandevia (2003) que fizeram uso da estimulação frênica associada à captação desta resposta através de eletrodos de superfície e obtiveram esta captação exatamente neste posicionamento. Esta relação entre a estimulação frênica e a captação através

de eletrodos de superfície da atividade do músculo diafragma também é sustentada por Sharshar *et al.* (2005).

A probabilidade deste posicionamento realmente captar sinal mioelétrico do músculo diafragma, apesar de ser considerado um músculo profundo, se deve ao fato de que provavelmente a partir do 5º espaço intercostal o músculo intercostal externo cuja vantagem era inspiratória passa a ser expiratório, o que faz com que nesta região os músculos inspiratórios existentes sejam os músculos triangulares do esterno cuja função é mínima e irrelevante para muitos autores como DeTroyer; Kirkwood; Wilson (2005) que estudaram a função dos músculos respiratórios utilizando cadáveres e indivíduos *in vivo* através de tomografia computadorizada.

6.1.4 Músculo reto da coxa

Como se objetivou analisar o comportamento dos músculos respiratórios e também de um músculo cuja função não esteja diretamente ligada com a respiração, com o intuito de verificar as diferenças no comportamento foi optado pela escolha do músculo reto da coxa.

Esta opção foi feita pelo fato de que em nosso laboratório foi desenvolvida uma metodologia para o músculo reto da coxa em um estudo anterior, que levava em consideração para o posicionamento dos eletrodos o comprimento da coxa de cada voluntário procurando diminuir a possibilidade do

posicionamento em regiões miotendinosas e também o *cross-talk* do músculo sartório (FORTI, 2005).

6.2 Normalização

Como a EMGs tem se mostrado muito sensível a fatores intrínsecos e extrínsecos, autores como Marras e Davis (2001); Burden e Bartlett (1999); Lehman e McGill (1999) destacam a importância de normalizar os dados eletromiográficos para a obtenção de dados mais acurados, facilitando a análise de diferentes músculos, captação eletromiográfica em diferentes dias.

Apesar de muito utilizada como forma de normalização a contração isométrica voluntária máxima (CIVM) é muito empregada para estudos de contrações estáticas, resultando em um baixo coeficiente de variação. Porém, quando o tipo de análise empregado passa a ser utilizada em contração dinâmica existe muita controvérsia sobre a melhor forma de se normalizar os dados.

Sabe-se que existem muitas formas de normalização dos dados, como por exemplo, a normalização pelo pico e pela média em μV do próprio sinal, no caso de exercícios em cicloergômetro, esteira e em análise da marcha, pode-se também normalizar estes dados pelo primeiro ciclo captado (BURDEN; TREW; BALZPOULOS, 2003; HUNTER *et al.*, 2002).

Indica-se para a eleição da normalização a forma que apresentar menor coeficiente de variação (CV) e menor erro padrão (EP). Nossos dados mostraram um CV e EP médios mais baixos para os valores normalizados pelo pico do sinal eletromiográfico, sendo assim, optou-se por esta normalização para os dados de amplitude.

Nossos resultados frente à normalização vão de encontro com os de Besier *et al.* (2003) que ao estudarem atividades de corrida observaram menor CV para os dados normalizados pelo pico, porém, Hunter *et al.* (2002) encontraram para os dados em exercício dinâmico em cicloergômetro, um menor CV quando estes foram normalizados pela CIVM, sendo assim, cabe destacar que é necessária a análise através de diferentes formas de normalização para que possa então ser feita a escolha do tipo de normalização empregada em situações de exercícios dinâmicos.

6.3 Força Muscular Respiratória

As diferenças encontradas nas medidas de $PI_{máx}$ e $PE_{máx}$ entre os sexos era esperada já que estudos como o de Neder *et al.* (1999b) ao desenvolverem as equações preditivas para estas manobras, observaram através de regressão linear que estas manobras sofriam interferência do sexo e da idade, formulando equações diferenciadas para o sexo feminino e para o sexo masculino.

Porém, quando realizada a comparação entre nossos resultados de PImáx e PEmáx com os valores obtidos através da equação de Neder *et al.*(1999b), independente do sexo estudado, nossos valores se apresentaram mais baixos que os calculados para estes indivíduos através da equação. Esta diferença pode ter ocorrido devido a grande diversidade da população brasileira.

No estudo de Neder *et al.*, (1999b) foi observado uma baixa correlação entre as pressões respiratórias máximas e o grau de atividade física. Apesar de realizar as correlações, o nível de atividade física dos voluntários não foi detalhado. Devido aos critérios de inclusão do presente trabalho, em que todos os voluntários eram sedentários, a possibilidade de comparação entre os estudos foi prejudicada.

Outro fator que pode talvez interferir nestes resultados é o perfil racial dos indivíduos das populações estudadas, tanto em nosso estudo como no estudo de Neder *et al.* (1999a), porém, devido a grande miscigenação brasileira torna-se difícil esta classificação racial, impossibilitando em nosso estudo a verificação desta influência nos resultados encontrados, dificultando assim a comparação dos valores encontrados com os valores preditos.

6.3.1 Correlação entre as Variáveis Eletromiográficas e a PImáx

Em nosso estudo não foi verificada correlação entre as variáveis eletromiográficas dos músculos SCM, INT e DIA durante a manobra de PImáx.

Para a ATS/ERS (2002) a medida de P_{Imáx} reflete a medida da força gerada pelos músculos respiratórios, porém, destaca que a relação entre a força gerada pelos músculos inspiratórios e a pressão gerada na boca faz com que esta passe a ser uma medida global da força muscular inspiratória.

Talvez, a ausência de correlação entre as variáveis eletromiográficas de RMS_{nor} e FM dos músculos estudados com a P_{Imáx} pode ter ocorrido pois esta manobra é considerada global e dessa forma, recruta simultaneamente toda a musculatura respiratória para sua realização e não uma musculatura em especial.

Estudos como o de Wilson *et al.* (2001) mostram que em indivíduos sem patologias pulmonares, os músculos intercostais externos geram em um esforço inspiratório uma pressão de aproximadamente $-15\text{cmH}_2\text{O}$. Já Legrand *et al.* (2003) estudaram a influência dos músculos SCM e escalenos, e observaram que estes músculos em conjunto chegam a gerar em esforços inspiratórios pressões de aproximadamente $-25\text{cmH}_2\text{O}$. Estes autores colocam ainda que se deva levar em consideração o comprimento da fibra muscular bem como seu diâmetro na geração de pressão.

Ratnovsky e Elad (2005) sugerem que o músculo SCM em esforços inspiratórios é responsável por 10% do trabalho muscular, e que os músculos intercostais externos são responsáveis por 20 a 35% do trabalho muscular inspiratório. Isto mostra que a geração de força necessária para a realização da P_{Imáx} ocorre tanto nos músculos respiratórios quanto nos acessórios.

Apesar do músculo diafragma ser o principal músculo da respiração, e possuir maior força gerada devido a sua anatomia que o subdivide em esternal e costal, suas forças de ação também são distribuídas, e em esforços máximos ocorre uma mudança na orientação de suas fibras diminuindo assim sua função no trabalho muscular global, acredita-se então que durante a manobra de P_{Imáx} todos os músculos sejam recrutados em conjunto, não existindo uma correlação entre qualquer músculo em especial, a força global gerada pela manovacuometria e as variáveis eletromiográficas.

6.4 Diferença entre os Sexos

Quando comparados os sexos nos dois testes, observa-se que existe diferença entre os gêneros. É possível detectar que para o músculo SCM as diferenças estatísticas se apresentaram nos valores de RMS_{nor} tanto no TE quanto no TER, com valores maiores para o sexo feminino apenas no repouso final. Por ser um músculo acessório da respiração, o SCM normalmente não deveria ser recrutado intensivamente durante o repouso. Porém, como os registros foram realizados um minuto após os testes, acredita-se que as mulheres continuaram respirando de forma intensa, recrutando então esta musculatura. Enquanto que os homens ao término do teste voltaram a respirar em volumes basais, não fazendo uso de forma tão intensa da musculatura acessória.

Apesar de existirem estudos que avaliem a atividade eletromiográfica frente a diferentes tipos de esforços, a comparação entre sexo na literatura, no que diz respeito a esforços físicos intensos é escassa. Um maior valor de RMS_{nor} do músculo SCM no TE foi encontrado no repouso inicial para os homens. Como para todos os outros músculos estudados esta diferença não foi observada, acredita-se que este dado possa ter sofrido interferência de uma pequena rotação da cabeça, apesar da instrução aos voluntários de permanecer olhando reto para um ponto fixo. Duiverman *et al.* (2004) atentam ao fato da alteração no posicionamento da cabeça repercutir no sinal eletromiográfico dos músculos do pescoço, principalmente os escalenos e o SCM.

Encontrou-se também no TE diferenças significativas nos resultados de FM para esta musculatura, com valores maiores para as mulheres apenas no repouso inicial. Strimpakos *et al.* (2005) realizaram uma comparação da frequência mediana entre os sexos, onde não foram encontradas diferenças significativas. Cabe destacar que estes dados foram encontrados durante contrações isométricas e não em repouso. Em nosso estudo durante a realização dos testes estes dados não foram significativos, o que se assemelha ao padrão encontrado por Strimpakos *et al.* (2005) e Kumar, Narayan e Amell (2003) que estudaram o músculo SCM durante contrações isométricas em flexão anterolateral e posterolateral da cabeça e durante o movimento não encontraram diferenças no espectro de frequência entre homens e mulheres, porém, a análise não foi realizada em repouso.

Em relação ao músculo INT para a variável RMS_{nor} durante o TER os valores foram diferentes para todos os tempos de testes, nos quais as mulheres apresentaram um valor maior de RMS_{nor} que os homens, enquanto que, para TE esta diferença não existiu. Como o TER é específico para a musculatura respiratória, acredita-se que neste teste os músculos da respiração trabalhem de maneira diferenciada, sendo mais exigidos, e conseqüentemente são recrutados de forma diferenciada.

Estudos como de Bellemare, Jeanneret e Couture (2003) mostram que a caixa torácica das mulheres é menor e que estas possuem uma maior inclinação das costelas anterô-posteriormente e que, conseqüentemente, observa-se uma maior contribuição dos músculos inspiratórios da caixa torácica. Baseado nisto acredita-se que em esforços específicos respiratórios, as mulheres fazem um melhor uso da musculatura inspiratória da caixa torácica. Esta maior ativação dos músculos inspiratórios da caixa torácica de certa forma fundamenta os valores maiores de RMS_{nor} encontrado nas mulheres em nosso estudo.

Enquanto que no TE, cuja resistência é imposta nos membros inferiores, os valores de RMS_{nor} não diferiram entre os sexos, o que nos faz pensar que apesar do TE repercutir sobre a musculatura respiratória, o fato de não ser específico para tal, faz com que não seja necessário um grande recrutamento dos músculos INT, resultando em valores semelhantes entre os sexo, sugerindo que não houve a necessidade das mulheres fazerem uso da vantagem mecânica que possuem para a realização do teste.

Quando estudamos a FM do músculo INT no TER e TE não foram encontradas diferenças entre os sexos em todos os tempos de teste. Como a FM e o RMS são independentes, acredita-se que apesar das mudanças encontradas nos valores de RMS_{nor} no TER, independe dos resultados da FM mostrando que a velocidade de condução das fibras musculares são semelhantes entre homens e mulheres no músculo INT.

Apesar de Ragnarsdottir e Kristinsdottir (2005) analisarem o padrão respiratório de homens e mulheres e obterem diferenças significativas com padrões mais abdominais em homens durante respirações profundas, estas diferenças não foram observadas a volume corrente.

O maior recrutamento da musculatura da região diafragmática para as mulheres no repouso inicial pode ter sido influenciado pelo padrão respiratório e posicionamentos adotados pelos voluntários no RI. Apesar da diferença estatística existente entre os sexos no RI, os valores de RMS_{nor} foram muito próximos. Quando o teste é iniciado esta diferença desaparece, os homens e as mulheres passam a ter um comportamento semelhante dos músculos da região diafragmática.

No TER um maior valor de RMS_{nor} foi observado no RI para os homens, cuja respiração é caracteristicamente abdominal, e pode estar correlacionada com as mudanças na estratégia de respiração, com o posicionamento do indivíduo na bicicleta, onde estes não possuíam um apoio para a região do tórax posterior.

A FM para o músculo DIA também foi diferente apenas no repouso inicial e final no TER, e no repouso inicial no TE com valores maiores para as participantes do sexo feminino.

Nota-se uma escassa quantidade de material científico que estude as variáveis EMG, principalmente a FM em situação de repouso o que dificultou a comparação desta variável na situação em questão.

Dentro de um contexto geral, sabe-se que os parâmetros espectrais sofrem a influência de diversos fatores, entre eles a posição anatômica do músculo estudado, composição histoquímica e as respostas metabólicas a demanda mecânica imposta sobre o músculo estudado. Como Bellemare, Jeanneret e Couture (2003) encontraram diferenças no comprimento do músculo diafragma com um menor comprimento deste em mulheres e referenciaram a isto uma maior contribuição dos músculos inspiratórios da caixa torácica em respirações a volume corrente e uma maior contribuição do músculo diafragma em homens, nesta situação, acredita-se que, em parte, estas diferenças encontradas entre homens e mulheres podem ter influenciado nossos resultados, porém, não foi possível em nosso estudo avaliar a mobilidade tóraco-abdominal, tornando difícil fazer esta afirmação.

Estas diferenças no músculo diafragma também foram encontradas por Suwatanapongched *et al.* (2003). Sugere-se então para estudos futuros, uma análise integrada do comportamento elétrico dos músculos respiratórios, da mobilidade tóraco-abdominal e padrão respiratório de homens e mulheres.

Quando buscamos detectar a influência do sexo no músculo RC, verificamos que em relação aos valores de RMS_{nor} esta diferença esteve presente a 50% do TE com valores maiores para os homens.

Estudos como o de Bilodeau *et al.* (2003) encontraram diferenças na amplitude do sinal eletromiográfico (RMS) para força relativa, avaliada em porcentagem da contração voluntária máxima, e observaram valores maiores para homens. Fundamentaram este valor elevado em homens, com o fato de uma maior prevalência de fibras do tipo II na musculatura em questão, quando comparados com as mulheres. Porém, este estudo foi realizado em contração isométrica, enquanto que o nosso foi realizado em contração dinâmica. As diferentes contrações devem ser levadas em consideração para fazer este tipo de comparação, pois, o tipo de fibra pode ter influenciado nossos achados, mas uma mudança nas fibras musculares localizadas abaixo do eletrodo não deve ser descartada levando-se em consideração o tipo de contração empregada em nosso estudo.

Quando analisamos a FM deste músculo encontramos uma queda significativa já no início do teste tanto para homens quanto para mulheres, porém, quando comparamos os sexos, observamos que para as mulheres os valores de FM eram significativamente menores que para os homens e com a continuidade do teste estes valores de FM passaram a não ser significativos entre os sexos.

Nota-se que apesar do comportamento semelhante durante o teste, às mulheres tiveram uma maior queda na FM em IT quando comparadas com os

homens. Enquanto estudos como os de Hatzikotoulas *et al.* (2004) e Bilodeau *et al.* (2003) não encontraram diferenças na FM do músculo RC quando comparados os sexos, estudos como os de Miller *et al.* (1993) e Fulco *et al.* (1999) encontraram diferenças entre os sexos na FM dos flexores do cotovelo e abductor do polegar respectivamente, correlacionando estas diferenças à massa muscular, utilização de substratos e morfologia muscular, porém, todos os estudos foram realizados em contração isométrica diferentemente do nosso, o que novamente dificultou a comparação.

Sabe-se que a morfologia muscular e a massa, entre outros, podem interferir nos resultados da FM, porém, poucos estudos têm realizado a comparação entre sexo e, quando isto ocorre, as contrações eleitas para a comparação são isométricas. Sugere-se mais estudos utilizando a EMGs em contração dinâmica associando medidas de pregas cutâneas, medidas do ângulo Q e outros fatores que possam avaliar estas diferenças entre os sexos.

6.5 Teste de Endurance Respiratória

Johnson, Cowley e Kinnear (1997) afirmaram que a endurance muscular inspiratória (EMI) reflete de forma mais acurada a função normal dos músculos respiratórios.

Perret *et al.* (1999) relataram um aumento no interesse por métodos de quantificação não-invasiva da função muscular global respiratória, onde, pode-se encontrar na literatura, para a avaliação da EMI, diferentes técnicas que vão

desde a ventilação voluntária máxima (McCONNEL, CAINE, SHARPE, 1997), cargas resistidas inspiratórias, cargas de threshold[®] incremental (JONVILLE *et al.*, 2005; HART *et al.*, 2002; JOHNSON, COWLEY, KINNEAR, 1997) até técnicas de threshold[®] incremental descontínuas (LARSON *et al.*, 1999)b e respirações isocapnéicas (MADOR *et al.*, 2000).

Por ser uma forma importante de análise da endurance muscular respiratória, optou-se pela realização deste tipo de teste em nossos voluntários. O teste escolhido foi o de carga inspiratória em threshold[®] incremental descontínua, sendo que esta opção foi feita pelo fato da ATS/ERS (2002) recomendar este tipo de teste para portadores de DPOC, e existe um interesse futuro de aplicar-se este tipo de teste em pacientes DPOC em nosso laboratório.

Estudos como os de Andrade *et al.* (2005) e Duiverman *et al.* (2004) fizeram a associação destes testes com a análise eletromiográfica.

Através do estudo dos músculos respiratórios (INT e DIA) e de um músculo acessório da respiração (SCM) conseguimos observar o comportamento muscular ao longo do teste.

Para o sexo feminino, verificou-se que o músculo SCM tem suas variáveis RMS_{nor} e FM, modificando-se com a execução do teste. No caso do RMS_{nor} foi observado que, apesar desta variável aumentar seu valor com o incremento do teste, estes valores só foram significativos a 50% TER quando comparados com o repouso. Andrade *et al.* (2005) estudaram a atividade elétrica deste músculo em portadores de DPOC e em indivíduos saudáveis de idade semelhante com

estes, respirando no threshold[®] a 30% da P_{lmáx} e não observaram diferenças significativas para o grupo sem comprometimento pulmonar.

Os voluntários deste estudo, iniciaram os testes a 30% da P_{lmáx} onde não se obteve diferenças significativas nesta carga, o que vai de encontro com os dados de Andrade *et al.* (2005). A diferença significativa se apresentou a 50% TER comparado com o repouso inicial, e isto se deve provavelmente ao fato do músculo SCM ser acessório da respiração, e que então, é necessário um maior esforço para que este seja recrutado.

Deve-se ainda levar em consideração que o músculo SCM trabalha juntamente com os músculos escalenos na função acessória sendo este último o principal acessório da respiração (MASUBUCHI *et al.*, 2001). Isto se deve ao fato de Legrand *et al.* (2003) afirmarem que os escalenos possuem uma vantagem mecânica em relação ao SCM o que faz com que este músculo seja recrutado primeiro e em maior intensidade. Masubuchi *et al.* (2001) em um estudo eletromiográfico de diferentes músculos acessórios da respiração classificou o músculo SCM como intermediário para esta função.

O estudo do músculo SCM em sua função acessória da respiração tem crescido, destaca-se que Mananas *et al.* (2001) utilizando um protocolo incremental de esforço inspiratório, objetivaram realizar uma análise estacionária deste músculo, para isso sugeriram uma forma de avaliação baseada em análises tempo-freqüência e concluíram que esta técnica é promissora para a avaliação de doenças ventilatórias.

Em relação a FM do músculo SCM, apesar do teste de Friedman mostrar-se significativo, a diferença encontrada foi entre IT e repouso final. O fato de não ser encontrada diferenças significativas com o incremento da carga pode estar relacionado com o repouso de um minuto ocorrido entre os incrementos conforme o protocolo aplicado. Provavelmente este tempo foi suficiente para a recuperação dos valores de FM evitando a presença de fadiga.

Já os homens não apresentaram mudanças significativas neste teste para o valor de RMS_{nor} do músculo SCM e apesar de ser estatisticamente significante para FM esta diferença ocorreu entre os tempos 100% TER e repouso final. Estes resultados podem estar relacionados ao fato de que provavelmente o teste não foi intenso o suficiente para que estes necessitassem do recrutamento acessório do SCM para sua realização.

O comportamento do músculo INT, frente um TER foi semelhante entre os homens e as mulheres, onde se observou um aumento significativo dos valores de RMS_{nor} com o incremento da carga e retorno aos valores de repouso com o término do teste. O músculo intercostal externo, como foi referenciado anteriormente, é o principal músculo inspiratório da caixa torácica (DeTROYER; KIRKWOOD; WILSON, 2005). Isto denota a ele uma função inspiratória importante tanto em respiração basal quanto em respirações forçadas, o que faz com que seja recrutado com a necessidade de geração de uma maior força para realizar determinada tarefa. Em nosso caso, em especial o músculo INT, passa a ser mais exigido devido à necessidade de gerar maior força para vencer a carga imposta externamente pelo threshold[®].

O fato do músculo INT não alterar sua FM durante o TER tanto nos homens quanto nas mulheres, pode ser devido ao fato de que este músculo possui uma concentração de 60% de fibras do tipo I (lentas) o que o caracteriza como resistente à fadiga (POLLA *et al.*, 2004). Provavelmente, esta grande concentração de fibras do tipo I associado ao protocolo escolhido com intervalos entre os incrementos, fez com que este mantivesse sua FM inalterada não entrando em processo de fadiga.

Quando se analisa o músculo DIA, deve-se levar em consideração que apesar do controle motor deste músculo ser organizado de maneira similar aos demais músculos esqueléticos do corpo (MANTILLA e SIECK, 2003), devido a seu padrão rítmico contínuo associado à respiração, fazem deste, um dos músculos mais ativos do corpo humano (ROWLEY, MANTILLA, SIECK, 2005). Devido a esta característica peculiar suas unidades motoras exibem maior diversidade em suas propriedades mecânicas com diferenças estruturais e funcionais em relação a seu motoneurônio, junções neuromusculares e suas fibras musculares (MANTILLA e SIECK, 2003).

Durante respirações a volume corrente ocorre um maior uso das fibras do tipo I e o músculo diafragma tem predomínio na respiração, com o aumento do esforço respiratório, observa-se um recrutamento adicional de fibras do tipo II, mesmo sendo um músculo com um maior predomínio de fibras do tipo I (POLLA *et al.*, 2004).

Sabe-se que este músculo é resistente a fadiga, porém, existe uma correlação com a área transversal das fibras musculares e sua capacidade

metabólica. Como no estudo de Bellemare, Jeanneret e Couture. (2003) foi observado que as mulheres possuem um menor comprimento do músculo DIA com maior utilização dos músculos inspiratórios da CT, acredita-se que este fator possa ter influenciado a queda na FM durante o TER nas mulheres.

Já nos homens esta diferença não pôde ser observada o que pode estar correlacionado com um predomínio de fibras do tipo I, associado a um maior comprimento do músculo diafragma e uma maior zona de aposição (ROWLEY, MANTILLA e SIECK, 2005; BELLEMARE, JEANNERET e COUTURE, 2003). Berdah, Picaud e Jammes (2002) compararam a FM de homens que se submeteram a laparotomia com homens de idade semelhante, porém saudáveis, e observaram o mesmo comportamento que o encontrado neste estudo, sem alterações na FM durante repetidas manobras de Muller.

Devido à função rítmica com constante recrutamento do músculo DIA, observou-se em nosso estudo que é necessário um alto incremento (100%TER) na resistência respiratória para que se possa observar um aumento significativo neste recrutamento nos homens, enquanto que nas mulheres que fazem um maior uso da musculatura inspiratória da caixa torácica este aumento não pode ser verificado.

Da mesma maneira que em nosso estudo, Andrade *et al.* (2005) não encontraram um aumento significativo nos valores de RMS com respirações em threshold[®] a 30% da PImáx tanto em pacientes DPOC como em indivíduos saudáveis de idade equivalente, mostrando que é necessário respirações frente a cargas mais altas para se observar um aumento no valor de RMS.

Durante o teste de endurance respiratória, optou-se por não realizar os registros eletromiográficos do músculo RC, pois, este músculo, durante a realização do teste, encontrava-se em repouso.

6.6 Teste Ergométrico

O teste ergométrico tem sido amplamente utilizado para a avaliação do desempenho físico de atletas, indivíduos saudáveis, sedentários e pacientes portadores de patologias crônicas. Isso se deve ao fato de que associado com outras ferramentas de avaliação como a esgoespirometria e a eletromiográfica provê uma série de informações que vão desde o trabalho máximo atingido, alterações metabólicas e mudanças musculares localizadas (HUG *et al.*, 2004).

Neder *et al.* (2001) afirmam que os valores preditivos de potência máxima atingida em um teste incremental devem ser visto com cautela e recomendam que estes testes não tenham uma duração prolongada. O tempo médio de nossos testes foi de 13,36 minutos, o que está condizente com a duração da maioria dos testes ergométricos. Apesar de existir uma tabela de predição dos valores de potência máxima em teste ergométrico para a população brasileira, esta comparação não pôde ser realizada já que em nosso estudo o protocolo utilizado em cicloergômetro foi em degrau, e o protocolo utilizado para a criação de valores de referência foi em rampa.

O uso da EMGs associada ao TE nos fornece informações das mudanças na coordenação muscular, quando diferentes músculos são estudados no membro inferior (BILLAUT, BASSET e FALGAIRETTE, 2005), padrão de ativação das unidades motoras para a realização da tarefa exigida (HUG *et al.*, 2004), além de prover informações a respeito da instalação de processos de fadiga muscular (PERRY *et al.*, 2001).

Em nosso estudo buscamos investigar as alterações músculo esqueléticas de um músculo acessório da respiração (SCM), dois músculos respiratórios (INT e DIA), além de um músculo do membro inferior (RC) que sofresse diretamente a resistência imposta pela carga da bicicleta. Isto acompanhado do comportamento da frequência cardíaca, saturação periférica de oxigênio, do esforço percebido em membros inferiores e dispnéia através da escala de esforço percebido de BORG.

Apesar do fator limitante para interrupção do teste ter sido o cansaço em membro inferior relatado pelos voluntários através da escala de esforço percebido, um aumento no grau de dispnéia foi observado.

Mesmo não sendo observada correlação entre o grau de dispnéia e os valores de RMS_{nor} do músculo SCM, observou-se um comportamento semelhante destas variáveis em homens e mulheres. As mulheres apresentaram um aumento no grau de dispnéia durante todo o teste, tendo associado a isso um aumento dos valores de RMS_{nor} . Cabe destacar, que a 50% do TE houve uma queda nos valores de RMS_{nor} quando comparado com o início do teste, porém, este permaneceu maior que o valor de repouso.

Neder *et al.* (2001) afirmam que as mulheres apresentam menores valores de volume corrente em repouso do que os homens, e conseqüentemente a isso, no exercício, adotam uma respiração mais taquipnéica. Ocorreu um aumento importante dos valores do RMS_{nor} do músculo SCM no início, seguido de uma pequena diminuição a 50% do teste em relação ao IT, porém maior que o RI. Isto pode ser conseqüência de um maior recrutamento desta musculatura em conseqüência ao exercício.

Com a continuidade do teste, detectou-se um contínuo aumento no RMS_{nor} encontrando diferenças significativas inclusive entre 50 e 100% de TE e isso pode estar associado ao padrão taquipnéico adotado durante o teste que pôde ser observado pelo relato da dispnéia.

Como resultado deste padrão taquipnéico pode ter ocorrido um uso excessivo desta musculatura e, em conseqüência a isto, uma queda na FM a partir de 50% do teste. A queda na FM está relacionada com a instalação de processos de fadiga (BASMAJIAN e DELUCA, 1985), sendo assim, acredita-se que o músculo SCM pode ter entrado em fadiga resultante do seu uso excessivo.

Por fim cabe destacar que apesar dos voluntários realizarem um repouso de 6 minutos, o registro eletromiográfico foi realizado apenas no primeiro minuto de repouso. Acredita-se que este repouso de 1 minuto não foi suficiente para que as variáveis EMGs retornassem a seus valores de repouso iniciais.

Na análise do sexo masculino, estes passaram a relatar uma sensação de desconforto respiratório a partir de 50% de TE atingindo um pico no exercício

máximo. A sensação de dispnéia foi relativamente menor nos homens que nas mulheres e o comportamento da dispnéia nos homens foi semelhante ao do valor de RMS_{nor} com um aumento significativo a partir de 50% de TE quando comparado com o repouso inicial.

Neder *et al.* (2001) afirmaram que as dimensões corporais são responsáveis pela capacidade inspiratória aumentada em repouso nos homens e, conseqüentemente, estes necessitam de uma maior intensidade de esforço para adotar o padrão taquipnéico com aumento da freqüência respiratória e da relação freqüência respiratória-volume corrente. Isto pode estar relacionado ao padrão encontrado no músculo SCM dos homens, onde foi necessária uma intensidade maior de esforço para a observação do aumento no valor do RMS_{nor} , porém, sem alterações na FM.

Um aumento do RMS_{nor} entre 50 e 100% do teste foi encontrado da mesma forma que foi detectada uma elevação importante na sensação de dispnéia. Importante também, o fato dos homens ao término do teste, com um minuto de repouso, retornarem seus valores de RMS_{nor} e FM próximos aos valores de repouso inicial.

Em relação ao músculo INT, durante o exercício em TE não foram observadas mudanças estatísticas no seus valores de RMS_{nor} para as mulheres, com um aumento significativo apenas a 100% do teste nos homens. Isso se deve, provavelmente, ao fato deste músculo estar continuamente sendo requisitado durante a respiração, principalmente em mulheres que possuem uma respiração predominantemente torácica, sofrendo adaptações e especializações

para este tipo de requerimento contínuo. Associado a este fato deve-se levar em consideração o grande recrutamento do músculo SCM indicando um maior trabalho da musculatura acessória da respiração durante o teste.

Como o músculo INT possui 60% de suas fibras com características do tipo lenta, este se torna um músculo resistente á fadiga, o que pode ser observado em nosso estudo pelo fato da FM permanecer inalterada tanto nos homens quanto nas mulheres.

Nenhuma alteração significativa foi encontrada nos valores de RMS_{nor} do músculo DIA tanto nos homens quanto nas mulheres. Sabe-se que este músculo sofre uma série de especializações e adaptações para a manutenção do padrão rítmico imposto a ele conseqüente da necessidade ventilatória. Em repouso este músculo é o principal agente gerador de ação muscular para a necessidade ventilatória, porém, com a necessidade de uma ventilação aumentada este passa a ter o auxílio de outros músculos inspiratórios (POLLA *et al.*, 2004). Em nosso estudo, no TE o auxílio foi predominantemente realizado pelo músculo SCM enquanto que no TER pelo músculo INT, resultando em mudanças significativas no recrutamento destes dois músculos e não do músculo DIA, que só obteve alterações importantes no pico máximo do exercício no sexo masculino.

No estudo da FM deste músculo, esta permaneceu inalterada nos homens com uma diminuição significativa desta nas mulheres. Caracteristicamente o músculo DIA é resistente à fadiga pelo maior predomínio de fibras do tipo I, porém, como discutido anteriormente, a eficiência deste

músculo depende de uma série de fatores que incluem a proporção dos tipos de fibras, a área transversal e a demanda metabólica. Como nos testes ergométrico e de endurance respiratório a FM se comportou de maneira muito semelhante, com uma diminuição na FM apenas nas mulheres, acredita-se que devido as diferenças já citadas no comprimento do músculo DIA e sua capacidade metabólica mais baixa, as mulheres provavelmente tenham uma maior predisposição à fadiga observada pela queda da FM (ROWLEY, MANTILLA e SIECK, 2005).

Nenhum estudo comparativo entre os sexos, em relação à fadiga muscular diafragmática foi encontrado, sendo mais freqüente comparações entre pacientes e indivíduos saudáveis (MADOR *et al.*, 2000)

Quando se estuda o músculo RC em contrações dinâmicas, é necessário chamar atenção para uma série de fatores que repercutem neste sinal. Sabe-se que para a execução da pedalada, diferentes músculos agem em conjunto, e que isto pode, em situações de exercício intenso, alterar a coordenação muscular. Apesar de diversos músculos atuarem neste tipo de exercício, destaca-se juntamente com o RC os músculos bíceps femoral, vasto lateral e gastrocnêmio como sendo os fundamentais (KANAFILIZT E MOLINARI, 2003). Cabe ainda destacar que outros músculos como vasto intermédio, vasto medial, semi-membranoso e tibial anterior, auxiliam na pedalada (PRILUTSKY e GREGOR, 2000; LAPLAUD, HUG e GRÉLOT, 2005).

Durante a pedalada se obtêm sinais não estacionários dos membros inferiores com movimentos estereotipados à dada condição de pedalada, desta forma, mudanças na magnitude e duração da ativação ocorrem em decorrência da resistência imposta pela carga, cadência, geometria da bicicleta e orientações corporais, além desses fatores, deve-se tomar cuidado para minimizar o movimento de cabos e eletrodos com a movimentação do membro inferior (PRILUTSKY e GREGOR; 2000).

Em nosso estudo, optou-se pela análise do músculo RC em uma cadência fixa de 60 rpm, pois Farina *et al.* (2004) avaliaram o efeito da carga, cadência e força durante exercício em cicloergômetro, e verificaram que estes fatores influenciam o sinal. Deste modo a manutenção de uma cadência é uma forma de tentar minimizar um dos fatores que alteram este sinal e 60 rpm é a cadência média adotada na maioria dos testes ergométricos.

Quando analisados os valores de RMS_{nor} , observou-se que ocorre um aumento deste com o aumento da carga imposta na bicicleta, enquanto que este aumento é significativo a partir do início do teste nos homens, e para as mulheres este valor passa a ter significância a partir de 50% do testes.

Nossos dados vão de encontro com a literatura, onde Laplaud *et al.* (2005); Hug *et al.* (2004) e Perry *et al.* (2001) observaram um aumento no valor do RMS com o incremento da carga. Hug *et al.* (2004) comparando indivíduos atletas e sedentários observaram uma tendência a não linearidade entre o aumento da carga e o aumento do valor de RMS. Perry *et al.* (2001) atribuem

este aumento não linear ao recrutamento de unidades motoras de contração rápida, as quais possuem uma maior amplitude no potencial de ação.

Acredita-se, de acordo com Billaut, Basset e Falgairette (2005), que ocorrem mudanças na coordenação muscular durante atividades cíclicas, da mesma maneira que Laplaud *et al.* (2005) sugeriram que cada indivíduo pode adotar uma estratégia pessoal de ativação muscular durante um teste ergométrico incremental. Isto pode estar relacionado ao fato dos homens aumentarem seus valores de RMS já no início do teste enquanto que as mulheres passaram a ter este aumento a partir de 50% TE.

No estudo da FM, observou-se uma queda no valor desta com o decorrer do exercício em relação ao repouso inicial tanto em homens quanto em mulheres, porém, durante o teste, esses valores não se alteraram. Cabe ainda destacar que nas mulheres após o término do exercício os valores de FM não retornaram aos valores iniciais de repouso. Apesar de Perry *et al.* (2001) encontrarem uma queda na FM após 50 a 60% do pico máximo de esforço e sugerirem que esta diminuição no valor da FM está relacionada com a queda da velocidade de condução das fibras nervosas em decorrência da instalação do processo de fadiga, Kay *et al.* (2001) e Jansen *et al.* (1997) encontraram resultados semelhantes aos nossos, com a manutenção da FM durante o teste.

Apesar de Maclsaac, Parker e Scott (2001) estudarem a empregabilidade da transformada rápida de Fourier, utilizada em nosso estudo para a investigação da fadiga em contrações dinâmicas, e observarem que mesmo em

sinais não-estacionários, esta pode ser utilizada para a determinação da fadiga, autores como Bonato *et al.* (2001) e Knaflitz e Molinari (2003) propuseram análises diferenciadas do tipo tempo-freqüência, visando uma melhor acurácia nos resultados em exercícios dinâmicos, isso porque, a atividade elétrica muscular nesta forma de exercício, quando analisada através da EMGs, adota diferentemente das contrações isométricas, uma característica aleatória não estacionária, necessitando uma ferramenta de análise mais sensível.

Esta análise não foi empregada em nosso estudo pelas dificuldades encontradas no que diz respeito à programação do algoritmo necessário para realização desta análise, já que no Brasil o estudo de sinais eletromiográficos baseados neste tipo de análise é inexistente.

Em relação à escala de esforço percebido para membros inferiores, Stendardi *et al.* (2005) colocaram que durante exercícios em cicloergômetro, tanto em indivíduos saudáveis quanto em pacientes portadores de diversas patologias, este tipo de sensação limita a continuidade do teste, e que esta aumenta com o aumento da carga, estes dados estão de acordo com os nossos achados onde se observou um aumento da sensação do cansaço em membro inferior com o aumento da carga imposta aos membros inferiores. Stendardi *et al.* (2005) colocam também que a sensação de dispnéia e a sensação de cansaço em membros inferiores possuem comportamentos semelhantes frente ao esforço, porém, com intensidades diferentes, e isto se deve as diferenças existentes na capacidade contrátil dos músculos respiratórios e periféricos.

Na análise da FC observou-se uma elevação desta com o aumento da carga, sendo mais acentuado nos homens, o que está de acordo com a literatura já que a ATS/ACCP (2003) afirmam que existe uma linearidade entre a FC, incremento da carga de trabalho e o aumento no consumo máximo de oxigênio, onde a elevação inicial da FC está correlacionada com o declínio na atividade parassimpática e um aumento da atividade simpática. FCmáx atingidas precocemente podem estar relacionadas com o sedentarismo e/ou síndrome do descondicionamento.

Já quando se observa o comportamento da SpO₂, nota-se uma pequena queda com o exercício, porém, sem importância clínica, esse resultado era esperado, levando-se em consideração que os voluntários não possuíam nenhum tipo de patologia cardiovascular e respiratória que pudesse levar a uma dessaturação.

6.7 Diferenças Intra-Músculos

Rowley, Mantilla E Sieck (2005) afirmam que o comportamento das unidades motoras dos músculos respiratórios depende do tipo de resistência e solicitação imposta a eles.

Sabe-se que estes músculos, anteriormente citados, sofrem especializações para que possam manter um padrão rítmico de atividade, o que

faz com que o recrutamento das unidades motoras seja alternado (POLLA *et al.*, 2004).

O músculo DIA é o principal músculo respiratório e em volume corrente contribui de forma mais intensa para a atividade inspiratória. Com o aumento da carga imposta ao sistema respiratório este músculo passa a ter uma maior contribuição dos músculos intercostais e quando necessário dos acessórios da respiração (ROWLEY, MANTILLA e SIECK, 2005).

Isto pode ser observado em nossos resultados quando comparamos os músculos respiratórios em um teste com carga imposta diretamente no sistema respiratório (TER) com um teste que aumente o esforço físico de maneira global (TE). Verificou-se que o recrutamento desta musculatura não foi alterado nas mulheres enquanto que nos homens só foi observado um comportamento diferente a 100% dos testes. Associado a isso, com o aumento da carga em ambos os testes, observa-se que apesar do músculo DIA permanecer inalterado, os músculos INT e SCM se comportam de maneira diferente.

Importante destacar que apesar da diferença dos testes quando atingido a carga máxima dos mesmos, não conseguimos observar diferenças estatísticas nos valores do RMS_{nor} do SCM, mostrando que quando um indivíduo realiza um esforço máximo, independente se específico, respiratório ou global, esses necessitam do auxílio dos músculos acessórios para a manutenção da respiração, independente do sexo.

O músculo INT muda sua estratégia de ativação sendo muito mais requisitado frente um esforço específico respiratório, o que era esperado já que no TER é necessário vencer a carga imposta no threshold[®] para a realização da respiração.

Quando comparados os valores de FM entre os testes observa-se que de maneira geral o músculo DIA, mantém o mesmo padrão, isso se deve provavelmente as estratégias de ativação muscular que o tornam um músculo resistente à fadiga muscular. Rowley, Mantilla e Sieck (2005) colocam que para o músculo DIA recrute unidades motoras de fibras musculares mais fadigáveis é necessário um aumento muito grande na carga, este recrutamento pode ocorrer também quando um indivíduo passa a tossir com intensidade e frequência alta.

Em relação ao músculo INT, observa-se que para as mulheres que possuem uma maior vantagem mecânica não houve diferença entre os testes, enquanto que os homens apresentam uma FM menor no TE, e isto se deve provavelmente ao tipo de fibra recrutada para a realização das atividades.

Já o músculo SCM acessório da respiração como consequência do seu recrutamento diferenciado entre os testes, que já foi apresentado anteriormente, possui uma diferença nos valores de FM entre os testes.

De modo geral, o comportamento dos músculos respiratórios apresentou-se maior durante o TER. Este resultado mostra que estes músculos sofrem maiores alterações quando o esforço é diretamente aplicado ao sistema

respiratório. Entretanto, os exercícios que interferem na função destes músculos de modo indireto (TE), geram menor repercussão.

7. Considerações Finais

Baseado em nosso estudo pode-se concluir que:

- A medida de $P_{l\acute{m}ax}$ deve ser considerada uma medida de força muscular respiratória global, recrutando tanto o músculo diafragma quanto o intercostais e acessórios da respiração;
- Os valores de $P_{l\acute{m}ax}$ e $P_{Em\acute{a}x}$ encontrados em nossos voluntários apresentaram-se menores que o predito pela literatura;
- Existem diferenças entre os sexos no que diz respeito as variáveis eletromiográficas de RMS_{nor} e FM, e que essas diferenças devem ser levadas em consideração;
- No TER verifica-se um aumento importante na atividade elétrica do músculo INT com o incremento da carga, demonstrando que frente a uma resistência aumentada, este músculo passa a ser mais recrutado auxiliando o diafragma na manutenção da ventilação;
- No TE ocorre um aumento no recrutamento do músculo SCM e este aumento possui um comportamento semelhante com a dispnéia relatada pelos voluntários enquanto que os demais músculos respiratórios não sofrem grandes alterações como no TER;
- O fator limitante do TE nos voluntários sedentários foi o esforço em membro inferior;

- Ocorre um aumento no recrutamento do músculo RC com o aumento da carga imposta aos membros inferiores;
- Existe uma necessidade de maiores pesquisas com relação a FM em contrações dinâmicas para o estudo da fadiga em decorrência da não estacionaridade do sinal da EMGs;
- Dentro de um contexto geral, os músculos respiratórios mudam suas estratégias de ativação dependendo da necessidade ventilatória, resistência imposta observada pelo comportamento destes músculos frente a dois testes diferentes;
- Os músculos respiratórios devido ao seu padrão respiratório rítmico se especializam, sendo resistentes a fadiga;
- Exercícios específicos para a musculatura respiratória geram maiores repercussões na função dos músculos respiratórios do que exercícios globais que agem indiretamente nesta musculatura.

Baseado neste trabalho sugere-se continuidade nas pesquisas do desempenho dos músculos respiratórios frente a diferentes esforços, associando a análise da EMGs, o estudo da biomecânica e configuração tóraco-abdominal. Além disso, vê-se a necessidade de uma avaliação não só em indivíduos saudáveis, mas em pacientes portadores de doenças pulmonares crônicas.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AKKIRAJU, P. & REDDY, D.C. Adaptive Cancellation in Processing Myoelectric Activity of Respiratory Muscle., **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 39, p. 652-655, 1992.

ALLISON, G.T. Trunk Muscle Onset Detection Technique for EMG Signals with ECG Artifact. **Journal of Electromyography and Kinesiology** v. 13, p. 209-216, 2003.

AMERICAN THORACIC SOCIETY/ AMERICAN COLLEGE OF CHEST PHYSICIANS ATS/ACCP Statement on Cardiopulmonary Exercise Testing. **Am. J. Respir. Crit. Care Med.**, v. 167, p. 211-277, 2003.

AMERICAN THORACIC SOCIETY/ EUROPEAN RESPIRATORY SOCIETY ATS/ERS Statement on Respiratory Muscle Testing. **Am. J. Respir. Crit. Care Med.**, v.166, p. 518-624, 2002.

ANDRADE, A.D. *et al.* Inspiratory Muscular Activation During Threshold Therapy in Elderly Healthy and Patients with COPD. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, *in press*, 2005.

AUBIER, M. *et al.* Detection of Diaphragmatic Fatigue in Man by Phrenic Stimulation. **J. Appl. Physiol.**, v. 50, p. 538- 544, 1981.

BABCOCK, M. *et al.* Aerobic Fitness Effects on Exercise-Induced Low-Frequency Diaphragm Fatigue. **J. Appl. Physiol.**, v.81, p. 2156-2164, 1996.

BABCOCK, M. *et al.* Contribution of Diaphragm Fatigue. **J. Appl. Physiol.**, v. 78, p.1710-1719, 1995.

BADIER, M. *et al.* EMG Power Spectrum of Respiratory and Skeletal Muscles During Static Contraction in Healthy Man. **Muscle Nerve**, v.16, p. 601-609, 1993.

BASMAJIAN, J.V. & De LUCA, C.J. **Muscle Alive: Their Function Revealed by Electromyography**. 5th ed. Williams & Wilkins, Baltimore, 1985.

BEELEN, A. & SARGEANT, A.J. Effect of Prior Exercise at Different Pedaling Frequencies on Maximal Power in Humans. **Eur. J. Appl. Occup. Physiol.**, v. 66, p. 102-107, 1993.

BELLEMARE, F. & BIGLAND-RITCHIE, B. Central Components of Fatigue Assessed by Phrenic Nerve Stimulation. **J. Appl. Physiol.**, v. 64, p. 1307-1316, 1987.

BELLEMARE, F.; JEANNERET, A.; COUTURE, J. Sex Differences in Thoracic Dimensions and Configuration. **Am. J. Respir. Crit. Care Med.**, v. 168, p. 305-312, 2003.

BERDAH, S; PICAUD, R; JAMMES, Y. Surface Diaphragmatic Electromyogram Changes After Laparotomy. **Clin. Physiol. & Func. IM.**, v. 22, p. 157-160, 2002.

BESIER, T.F.; LLOYD, D.G. ACKLAND, T.R. Muscle Activation Strategies at the Knee During Running and Cutting Maneuvers. **Med. Sci. Sports and Exercise**, v.35, p. 119-127, 2003.

BILODEAU, M. *et al.* EMG Frequency Content Changes with Increasing Force and During Fatigue in the Quadriceps Femoris Muscle of Men And Women. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, p. 83-92, 2003.

BILODEAU, M. *et al.* Normality and Stationary of EMG Signals of Elbow Flexor Muscles During Ramp and Step Isometric Contraction. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 7, p. 87-96, 1997.

BILLAUT, F.; BASSET, F.; FALGAIRETTE, G. Muscle Coordination Changes During Intermittent Cycling Sprints. **Neuroscience Letters**, v. 380, p. 265-269, 2005.

BONATO, P. *et al.* Time- Frequency Parameters of Surface Myoelectric Signal of Assessing Muscle Fatigue during Cyclic Dynamic Contractions. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 48, p. 745-753, 2001.

BOUSSANA, A. *et al.* The Effects of Prior Cycling and Successive Run on Respiratory Muscle Performance in Triathletes. **Int. J. Sports Med.**, v. 24, p. 63-70, 2003.

BRONCATISANO, A; ENGEL, L; LORING, S. Lung Volume and Values and Relationship to Age and Sex. **Journal of Appl. Physiol.**, v. 72, p. 688-694, 1993.

BURDEN, A.M.; TREW, M.; BALZPOULOS,V. Normalization of Gait EMGs: a Re-examination. **Journal of Electromyography and Kinesiology.**, v. 13; p. 519-532, 2003.

BURDEN, A.M. & BARTLETT, R. Normalization of EMG Amplitude: An Evaluation and Comparison of Old And New Methods. **Medical Engineering and Physics**, v. 21, p. 247-257,1999.

BUTLER, J.E.; McKENZIE, D. K.; GANDEVIA, S. C. Reflex Inhibition of Human Inspiratory Muscles in Response to Contralateral Phrenic Nerve Stimulation **Respir. Physiol. Neurobiol.**, v. 16, p. 87-96, 2003.

CASABURI, R. Skeletal Muscle Function in COPD. **Chest.**, V. 117 p. 267s-271s, 2000.

CHRISTOV, I.I. & DASKALOV, I.K. Filtering of Electromyogram Artifacts from the Electrocardiogram. **Medical Engineering & Physics**, v. 21, p. 721-736, 1999.

De TROYER, A.; KIRKWOOD, P. WILSON, T. Respiratory Action of the Intercostals Muscles. **Physiol. Rev.**, v. 85, p. 717-756, 2005.

DENG, Y.I. *et al.* New Aspects to Event-synchronous Cancellation of ECG Interference: An Application of the Method in Diaphragmatic EMG Signals. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering** v. 47, p. 1177-1184, 2000.

DISSELHORST-KLUG, C. *et al.* Non-invasive Approach of Motor Unit Recording During Muscle Contractions in Humans **Eur. Appl. Physiol.**, v. 83, p. 144-150, 2000.

DUIVERMAN, M.L. *et al.* Reproducibility and Responsiveness of Non-Invasive EMG Technique of the Respiratory Muscles in COPD Patients and in Healthy Subjects. **J. Appl. Physiol.**, v.96 p. 1723-1729, 2004.

EASTWOOD, P.R.; HILLMAN, D.R.; FINUCANE, K.E. Inspiratory Muscle Performance in Endurance Athletes and Sedentary Subjects. **Respirology**, v. 6, p. 95-104, 2001.

EBENBICHLER, G. Dynamic EMG: A Clinician's Perspective. **IEEE Engineering in Medicine and Biology**, v. 24, p. 34-35, 2001.

FARINA, D. *et al.* Effect of Power, Pedal Rate, and Force on Average Muscle Fiber Conduction Velocity During Cycling. **J. Appl. Physiol.**, v. 97, p. 2035-2041, 2004.

FINSTERER, J. EMG Interference Pattern Analysis. **Journal Electromyography and Kinesiology**, v.11, p. 231-246, 2001.

FITTS, R.H. & BALOG, E.M. Effect of Intracellular and Extracellular Ion Changes on E-C Coupling and Skeletal Muscle Fatigue. **Acta Physiol Scand.**, v. 156, p. 169-181, 1996.

FREIDENREICH, C.M. & ROHAN, T.E. A Review of Physical Activity and Breast Cancer. **Epidemiology**, v. 6, p. 311-317, 1995

FORTI, F. Análise do Sinal Eletromiográfico em Diferentes Posicionamentos, Tipos de Eletrodos, Ângulos Articulares e Intensidades de Contração. Piracicaba, Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, 2005. Dissertação (Mestrado) Universidade Metodista de Piracicaba -UNIMEP.

FULCO, CS. *et al.* Slower Fatigue and Faster Recovery of the Adductor Pollicis Muscle in Women Matched for Strength with Men. **Acta Physiol. Scand.**, v. 167, p. 233-239, 1999.

GANDEVIA, S. & MCKENZIE, D. Human Diaphragmatic EMG: Changes with Lung Volume and Posture During Supramaximal Phrenic Stimulation. **Journal of Appl. Physiol.**, v. 60, p. 1420-1428, 1986.

GOSSELINK, N. *et al.* Electrophysiologic Changes During Exercise Testing in Patients with Chronic Obstructive Pulmonary Disease. **Muscle Nerve**, v. 27, p. 170-179, 2003.

GREEN, S. & DAWSON, B.T. The Oxygen Uptake-Power Regression in Cyclists and Untrained Men: Implications for the Accumulated Oxygen Deficit. **Eur. J. Appl. Physiol.**, v. 70, p. 351-359, 1995.

GROSS, D *et al.* The Effect of Training on Strength and Endurance of The Diaphragm in Quadriplegia. **Am. J. Med.**, v. 6, p. 27-35, 1980.

GUDJONSDOTTI, M. *et al.* Diaphragm Fatigue During Exercise at High Altitude the Role of Hypoxia and Workload **Eur. Respir. J.**, v. 1, p. 674-680, 2001.

GUIRRO, R.R.J; FORTI, F; RODRIGUES, D; Proposta de Isolamento Elétrico Do Módulo de Aquisição de Sinais. **Anais do XI Congresso de Biomecânica**, João Pessoa, 2005.

HARMS, C. *et al.* Effects of Respiratory Muscles Work on Exercise Performance **J. Appl. Physiol.**, v. 89, p. 131-138, 2000.

HART, N. *et al.* A Novel Clinical Test of Respiratory Muscle Endurance. **Eur. Respir. J.**, v. 19, p. 232-239, 2002.

HASS, B. M.; TREW, M.; CASTLE, P.C. Effects of Respiratory Muscle Weakness on Daily Living Function, Quality of Life, Activity Levels, and Exercise Capacity in Mild to Moderate Parkinson' s Disease. **Am J Phys Med Rehabil.**, v.83, p. 601-607, 2004.

HASHIMOTO, T. *et al.* On the Errors in Assessment of Severity in Involuntary Movements Using Surface EMG. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.15, p. 316-322, 2005.

HATZIKOTOULAS, K. *et al.* Muscle Fatigue and Electromyography Changes are not Different in Women and Men Matched for Strength. **Eur J. Appl. Physiol.**, v. 92, p. 298-304, 2004.

HERMES, H. *et al.* Development of Recommendations for SEMG Sensors and Sensor Placement Procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology.**, v.10, p. 361-374, 2000.

HODGES, P. & GANDEVIA, S. Postural Activity of the Diaphragm is Reduced in Humans When Respiratory Demand Increases. **The Journal of Physiology**, v. 537, p. 999-1008, 2001.

HODGES, P. & GANDEVIA, S. Activation of the Human Diaphragm During a Repetitive Postural Task. **The Journal of Physiology**, v. 522, p. 165-175, 2000.

HOLM, P.; SATTLER, A.; FREGOSI, R. Endurance Training of Respiratory Muscle Improves Cycling Performance in Fit Young Cyclists. **BMC Physiology**, v. 6, p. 10-14, 2004.

HOPKINS, W.; SCHABORT, E.J.; HAWLEY, J.A. Reliability of Power in Physical Performance Test. **Sports Medicine**, v. 31, p. 211-234, 2001.

HUG, F. *et al.* EMG Versus Oxygen Uptake During Cycling Exercise in Trained and Untrained Subjects. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 14, p. 187-195, 2004.

HUG, F. *et al.* Occurrence of Electromyographic and Ventilatory Threshold in Professional Road Cyclists. **Eur. J. Appl. Physiol.**, v. 90, p. 643-646, 2003.

HUNTER, A. *et al.* Electromyographic (EMG) Normalization for Cycle Fatigue Protocols. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v.34, p. 857-861, 2002.

JACOBS, D.R. *et al.* A Simultaneous Evaluation of 10 Commonly Used Physical Activities Questionnaires. **Med. Sci. Sports Exerc.**; v. 25, p. 81-91, 1993.

JANSEN, R. *et al.* Median Power Frequency of the Surface Electromyogram And Blood Lactate Concentration in Incremental Cycle Ergometry. **Eur. J. Appl. Physiol.**, v. 75, p. 102-108, 1997.

JHONSON, B.D *et al.* Exercise-Induced Diaphragmatic Fatigue in Healthy Humans. **J. Physiol. Lond.**, v. 460, p. 385-405, 1993.

JOHNSON, P.H.; COWLEY, A.J.; KINNEAR, W.J.M. Incremental Threshold Loading: A Standard Protocol and Establishment of a Reference Range in Naïve Normal Subjects. **Eur. Respir. J.**, v. 10, p. 2868-2871, 1997.

JONVILLE, S. *et al.* Putative Protective Effect of Inspiratory Threshold Loading Against Exercise-Induced Supraspinal Diaphragm Fatigue. **Journal Appl. Physiol.**, v. 98, p. 991-998, 2005.

KAY, D. *et al.* Evidence for Neuromuscular Fatigue During High-Intensity Cycling in Warm, Humid Conditions. **Eur. J. Appl. Physiol.**, v. 84, p.115-121, 2001.

KNAFLITZ, M & MOLINARI, F. Assessment of Muscle Fatigue During Biking. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 11, p. 17-23, 2003.

KOLLMITZER, J.; EBENBICHLER, G.; KOPF, A. Reliability of Surface Electromyographic Measurements. **Clinical Neurophysiology**, v.110, p. 725-734, 1999.

KRISHNAN, B *et al.* Lack of Importance of Respiratory Muscle Load in Ventilatory Regulation During Heavy Exercise in Humans. **Journal of Physiology**, v. 490, p. 537-550, 1996.

KUFEL, T. J. *et al.* Diaphragmatic Function After Intense Exercise in Congestive Heart Failure Patients. **Eur. Respir. J.**, v. 20, p. 1399-1405, 2002.

KUMAR, S.; NARAYAN, Y.; AMELL, T. Power Spectra of Sternocleidomastoids, Splenius Capitis, Upper Trapezius in Oblique Exertions. **The Spine Journal**, v. 3, p. 339-350, 2003.

LAMONTE, M.J. & AINSWORTH, B.E. Quantifying Energy Expenditure and Physical Activity in The Context of Dose Response. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v.33(suppl.), p. S370-S378, 2001.

LAOUTARIS, I. *et al.* Inspiratory Muscle Training Using Incremental Endurance Test Alleviates Dyspnea and Improves Functional Status in Patients with Chronic Heart Failure. **Eur. J. Cardiovasc. Prev. Rehabil.**, v. 11, p. 489-496, 2004.

LAPLAUD, D.; HUG, F.; GRÉLOT, L. Reproducibility of Eight Lower Limb Muscles Activity Level in The Course of an Incremental Pedaling Exercise. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 2005 *in press*.

LARSON, J.L. *et al.* Discontinuous Incremental Threshold Loading Test: measure of respiratory muscle endurance in patients with COPD. **Chest**, v. 115, p. 60-67, 1999b.

LATTIER, G. *et al.* Fatigue and Recovery After High-Intensity Exercise Part I: Neuromuscular Fatigue. **Int. J. Sports Med.**, v. 25, p. 450-456, 2004.

LAVIETES, M. H. *et al.* Inspiratory Muscle Weakness in Diastolic Dysfunction **Chest**. v. 126, p. 838-844, 2004

LEGRAND, A. *et al.* Respiratory Effects of the Scalenes and Sternocleidomastoid Muscles in Humans. **J. Appl. Physiol.**, v. 94, p. 1467-1472, 2003.

LEHMAN, G. & McGRILL, S.M. The Importance of Normalization in the Interpretation of Surface Electromyography: A Proof of Principle. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v.22, p. 444-446, 1999.

LEPERS, R. *et al.* Evidence of Neuromuscular Fatigue After Prolonged Cycling Exercise. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 32, p. 1880-1886, 2000.

LUCIA, A. *et al.* Analysis of the Aerobic-Anaerobic Transition in Elite Cyclists During Incremental Exercise with the Use of Electromyography. **Br. J. Sports Med.**, v. 33, p. 178-185, 1999.

LUO, Y. *et al.* Effect of the Diaphragm Fatigue on Neural Respiratory Drive. **J. Appl. Physiol.**, v. 90, p. 1691-1699, 2001.

MAARSHINGH, E. *et al.* Histamine Induced Airway Response in Pre-School Children Assessed by a Non-Invasive EMG Technique. **Respiratory Medicine**, v. 98, p. 363-372, 2004.

MAARSHINGH, E. *et al.* Airflow Limitation in Asthmatic Children Assessed with a Non-Invasive EMG Technique. **Respiratory Physiology & Neurobiology**, v. 133, p. 89-97, 2002.

MAARSHINGH, E. *et al.* Respiratory Muscle Activity Measured with a Non-invasive EMG Technique: Technical Aspects and Reproducibility. **J. Appl. Physiol.**, v. 88, p. 1955-1961, 2000.

MACERA, C.A. & PRAT, M. Public Health Surveillance of Physical Activity. **Res. Q. Exerc. Sport**, v. 71, p. 97-103, 2000.

MACINTOSH, B.; NEPTUNE, R.; NORTON, J. Cadence, Power, And Muscle Activation In Cycle Ergometry. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v.32, p. 1281-1287, 2000.

MacISAAC,D.; PARKER, P.A., SCOTT, R. The Short-Time Fourier Transform And Muscle Fatigue Assessment In Dynamic Contractions **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.11, p. 439-449, 2001.

MADOR, M.J. *et al.* Quadriceps Fatigability After Single Muscle Exercise in Patients with Chronic Obstructive Pulmonary Disease. **Am. J. Respir. Crit. Care Med.**, v.168, p.102-108, 2003.

MADOR, M.J.; KUFEL, T.J.; PINEDA, L.A.; Quadriceps Fatigability after Cycle Exercise in patients with Chronic Obstructive Pulmonary Disease. **Am. J. Respir. Crit. Care Med.**, v.168, p. 102-108, 2002.

MADOR, M.J. *et al.* Diaphragmatic Fatigue and High-intensity Exercise in Patients with Chronic Obstructive Pulmonary Disease. **Am. J. Respi. Crit. Care Med.**, v. 161, p. 118-123, 2000.

MADOR, M.J. & DAHUJA, M. Mechanisms for Diaphragmatic Fatigue Following High-intensity Leg Exercise. **Am. J. Respir. Crit. Care Med.**, v. 154, p. 1484-1489, 1996.

MANANAS, M. *et al.* Analyzing Dynamic EMG and VMG Signals of Respiratory Muscles: a Promising Technique for Evaluating Ventilatory Disease by Studying Activity and Fatigue in the SCM Muscle. **IEEE Engineering in medicine and Biology**, v. 20, p. 125-132, 2001.

MANTILLA, C.B. & SIECK, G.C. Plasticity in Respiratory Motor Control: Invited Review: Mechanisms Underlying Motor Unit Plasticity in the Respiratory System. **J. Appl. Physiol.**, v.94, p. 1230-1241, 2003.

MARQUE, C. *et al.* Adaptive Filtering for ECG Rejection from Surface EMG Recordings. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 15, p. 310-315, 2005.

MARRAS, W.S. & DAVIS, K.G. A Non-MVC EMG Normalization Technique for the Trunk Musculature: Part 1. Method Development. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 11, p. 1-9, 2001.

MARTIN, J.C. *et al.* Validation of a Mathematical Model for Road Cycling Power. **J. Appl Biomech.**, v. 14, p. 276-291, 1998.

MASUBUCHI, Y. *et al.* Relation Between Neck Accessory Inspiratory Muscle Electromyography Activity and Lung Volume. **Nihon Kokyuki Gakkaai Zasshi.**, v.39, p. 244-249, 2001.

MATECKI, S. *et al.* A Standardized Method for the Evaluation of Respiratory Muscle Endurance in Patients with Duchenne Muscular Dystrophy. **Neuromuscular Disorders**, v. 11, p. 171-177, 2001.

MAXWELL, B.F. *et al.* Dynamic Calibration of Mechanically, Air- and Electromagnetically Braked Cycle Ergometers. **Eur J Appl Physiol.**, v. 78, p. 346-352, 1998

McCONEL, A.K; CAINE,MP; SHARPE, G.R. Inspiratory Muscle Fatigue Following Running to Volitional Fatigue: The Influence of Baseline Strength. **Int. J. Sports Med.**, v. 18, p. 169-173, 1997.

MILLER,A.E.G. *et al.* Gender Differences in Strength and Muscle Fiber Characteristics. **Eur. J. Appl. Physiol.**, v.66, p. 254-262, 1993.

NEDER, J.A. *et al.* Reference Values for Dynamic Responses to Incremental Cycle Ergometry in Males and Females ages 20 to 80. **Am. J. Respir. Crit. Care Med.**, v. 164, p. 1481-1486, 2001.

NEDER, J.A. *et al.* Reference Values for Lung Function Tests. II. Static Volumes. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v.32, p. 703-717, 1999a.

NEDER, J.A *et al.* Reference Values for Lung Function Tests. II. Maximal Respiratory Pressure and Voluntary Ventilation. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v.32, p. 719-727, 1999b.

NEPTUNE, R.; KAUTZ, S.; HULL, M. The Effect of Pedaling Rate on Coordination in Cycling. **J. Biomechanics**, v. 30, p. 1051-1058, 1997.

NHLBI WORKSHOP. Respiratory Muscle Fatigue: Report of the Respiratory Muscle Fatigue Workshop Group. **Am. Rev. Respir Dis.**, v.142, p.474-480, 1990.

NORKIN, C.C. & WHITE, J.D.O. O joelho. In NORKIN,C.C.; WHITE, J.D. **Medida do movimento articular – manual de goniometria**, 2^a ed. Porto Alegre: Artes Médicas, 1997. p. 155-164.

OLIVEIRA, A. M. Caracterização Multifatorial de uma População de Portadores de Desordens Temporomandibular. Piracicaba, Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, 2002. Tese (Doutorado) Universidade Estadual de Campinas.

OPPENHEIM, A.V. e SCHAFER,R.W. **Discrete Time-Signal Processing** Prentice Hall, New Jersey, 1999.

OROZCO-LEVI, M. COPD: Impairment or Adaptation? **Crit. Care Clin.**, v. 19 n. 4 p. 713-727, 2003.

PATON, C.D. & HOPKINS, W.G. Tests of Cycling Performance. **Sports Medicine**, v.31, p. 489-496, 2001.

PERRET, C. *et al.* Noninvasive Measurement of Respiratory Performance After Exhaustive Endurance Exercise. **Eur. Respir. J.**, v. 14, p. 264-269, 1999.

PERRET, C. *et al.* Influence of Endurance Exercise on Respiratory Muscle Performance. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v.32, p. 2052-2058, 2000.

PERRY,S.R. *et al.* Mean Power Frequency and Amplitude of the Mechanomyographic and Electromyographic Signals During Incremental Cycle Ergometer. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.11, p. 299-305, 2001.

PETROZZIN, J.J. *et al.* Dichloracetate Blocks Endogeneous Opioid Effects During Inspiratory Flow-resistive Loading. **J. Appl Physiol.**, v. 72, p. 590-596, 1992.

PINCIVERO, D & COELHO, A. Activation Linearity And Parallelism of the Superficial Quadriceps Across the Isometric Intensity Spectrum. **Muscle Nerve**, v. 23, p. 393-398, 2001.

POLLA, B. *et al.* Respiratory muscle fiber: specialization and plasticity. **Thorax**, v. 59, p. 808-817, 2004.

PORSZASZ, J *et al.* A Treadmill Ramp Protocol Using Simultaneous Changes in Speed and Grades. **Physical Fitness and Performance**, v. 35, p. 1596-1603, 2003.

PRILUTSKY,B. & GREGOR,R. Analysis of Muscle Coordination Strategies in Cycling. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v.8, p.362-370, 2000.

RAINOLDI, A.; MELCHIORRI, G.; CARUSO, I. A Method for Positioning Electrodes During Surface EMG Recordings in Lower Limb Muscles. **Journal of Neuroscience Methods**, v. 134, p. 37-43, 2004.

RAGNARSDOTTIR, M. & KRISTINSDDOTTIR, E.K. Breathing Movements and Breathing Patterns Among Healthy Men and Women 20-69 Years of Age. **Respiration**, *in press*, 2005.

RATNOVSKY, A. *et al.* Integrated Approach for in Vivo Evaluation of Respiratory Muscles Mechanics. **Journal of Biomechanics**, v. 36, p.1771-1784, 2003.

RATNOVSKY, A. & ELAD, D. Anatomical Model of The Human Trunk for Analysis of Respiratory Muscles Mechanics. **Respiratory Physiology and Neurobiology**, *in press*, 2005.

RAU, G.; SCHULTE, E.; DISSELHORST-KLUG, C. From Cell to Movement: To What Answers Does EMG Really Contribute? **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 14, p. 611-617, 2004

REYNAUD-GAUBERT, M. *et al.* Increased Diaphragmatic Strength and Tolerance to Fatigue After Bilateral Lung Transplantation: An Electromyographic Study. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 14, p. 179-185, 2004.

RIMMER, K; FORD, G; WITELAW, W. Interaction Between Postural and Respiratory Control of Human Intercostals Muscles. **J. Appl. Physiol.**, v. 79, p. 1556-1561, 1995.

ROWLEY,K.L.; MANTILLA,C.B; SIECK,G.C. Respiratory Muscle Plasticity **Respiratory Physiology and Neurobiology**, *in press*, 2005.

SAADEH, P. *et al.* Needle Electromyography of Diaphragm: A New Technique. **Muscle Nerve**, v. 16, p. 15-20, 1993.

SABAPHATHY, S. *et al.* Oxygen Uptake Kinetics During Severe Exercise: A Comparison Between Young and Older Men. **Respiratory Physiology & Neurobiology**, v. 139, p. 203-213, 2004.

SAUNDERS, M. *et al.* Muscle Activation and the Slow Component Rise in Oxygen Uptake During Cycling. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 32, p. 2040-2045, 2000.

SATL, P.; ERIKSSON, P. O.; THORNELL, L. E. Differences in Capillary Supply Between Human Oro-Facial, Masticatory and Limb Muscle. **J. Muscle Res. Cell Motil.**, v. 17, p. 183-197, 1996.

SCARDELLA, A.; SANTIAGO, T. EDELMAN, N. Naloxone Alters the Early Response to an Inspiratory Flow-Resistive Load. **J. Appl. Physiol.**, v. 67, p. 1037-1316, 1989.

SCHEUERMANN, B.W. *et al.* The Slow Component of O₂ Uptake is Not Accompanied by Changes in Muscle EMG During Repeated Bouts of Heavy Exercise in Humans. **Journal of Physiology**, v. 531, p. 245-256, 2001.

SEJERSTED, O.M. & SJOGAARD, G.; Dynamics and Consequences of Potassium Shifts in Skeletal Muscle and Heart During Exercise. **Physiological Reviews**, v.80, p. 1411-1481, 2000.

SHARSHAR, T. *et al.* Motor Control of the Costal and Crural Diaphragm- Insights from Transcranial Magnetic Stimulation in Man. **Respiratory Physiology and Neurobiology**, v. 146, p. 5-19, 2005.

SHEEL, A.W. *et al.* Threshold Effects of Respiratory Muscle Work on Limb Vascular Resistance. **Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.** v. 282, p. 1732-1738, 2002

SHELL, A. W. *et al.* Fatiguing Inspiratory Muscle Work Causes Reflex Reduction in Resting Leg Blood Flow in Humans. **Journal of Physiology**, v. 537, p. 277-289, 2001.

SIECK, C.G.; MAZAR, A.; BELMAN, MJ. Changes in Diaphragm EMG Spectra During Hyperpneic Loads. **Respir. Physiol.**, v. 61, p. 137-52, 1985.

SINDERBY, C. *et al.* Voluntary Activation of the Diaphragm in Health and Disease. **J. Appl. Physiol.**, v. 85, p. 2146-2158, 1998.

SINGH, B.; PANIZZA, J.; FINUCANE, K. Diaphragm Electromyogram Root Mean Square Response to Hypercapnoea and its Inter-Subject and Day-To-Day Variation. **J. Appl. Physiol.**, v. 85, p. 1123-1134, 1998.

SODERBERG, G & KNUTSON, L. A Guide for Use and Interpretation of Kinesiology Electromyography Data. **Physical Therapy**, v. 80, p. 485-498, 2000.

SONETTI, D. *et al.* Effects of Respiratory Muscle Training Versus Placebo on Endurance Exercise Performance. **Respiration Physiology**, v. 127, p. 185-199, 2001.

SPENDIFF, O; LONGFORD, N.T.; WINTER, E.M. Effects of Fatigue on Torque-Velocity Relation in Muscle. **Br. J. Sports Med.**, v. 36, p. 431-435, 2002.

STENDARDI, L. *et al.* Dyspnea and Leg Effort During Exercise. **Respiratory Medicine**, v. 99, p. 933-942, 2005.

STRIMPAKOS, N. *et al.* Issues in Relation to the Reproducibility and Correlation Between EMG And Borg Scale Assessments of the Neck Muscle Fatigue. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, *in press*, 2005.

STROJNIK, V & KOMI, P. V. Fatigue after Submaximal Stretch-Shorting Cycle Exercise. **Med. Sci. Sport Exerc.**, v. 32, p. 1314-1319, 2000.

SUWATANAPONGCHED, T *et al.* Variation in Diaphragm Position and Shape in Adults with Normal Pulmonary Function. **Chest**. v. 123, p. 2019-2027, 2003.

THOMPSON, W. *et al.* Effect of Expiratory Resistive Loading on the Noninvasive Tension-Time Index in COPD. **J. Appl. Physiol.**, v. 89, p. 2007-2014, 2000.

TURKER, K. Electromyography: Some Methodological Problems and Issues. **Physical Therapy**, v. 73, p. 698-710, 1993.

VAN'HUL, A. *et al.* Quadriceps Muscle Endurance in Patients with Chronic Obstructive Pulmonary Disease. **Muscle Nerve**, v. 29, p. 267-274, 2004

WARGG, S. *et al.* Diaphragm Fatigue Following Maximum Ventilation in Man. **Am. Rev. Respir. Dis.**, v. 145, A147, 1992.

WILLIAM, D. C. *et al.* Symptoms and Quadriceps Fatigability after Walking and Cycling in Chronic Obstructive Pulmonary Disease. **Am. J. Respir. Crit. Care Med.**, v. 168, p. 562-567, 2003.

WILLIAMS, J.S. *et al.* Inspiratory Muscle Training Fails to Improve Endurance Capacity in Athletes. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 34, p. 1194-1198, 2002.

WILSON, T. *et al.* Respiratory Effects of the External and Internal Intercostals in Humans. **Journal of Physiology**, v.530, p. 319-330, 2001.

WOODS, G.F. *et al.* Dynamic Calibration of Cycle Ergometer. **Int. J. Sports Med.**, v. 15, p. 168-171, 1994.

ZHU, E. *et al.* Diaphragm Muscle Fiber Injury After Inspiratory Resistive Breathing. **Am. J. Respir. Crit. Care Med.**, v. 155, p. 1110-1116, 1997.

9. ANEXOS

ANEXO A

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

UNIVERSIDADE METODISTA DE PIRACICABA-UNIMEP

PPG Mestrado em Fisioterapia/ Laboratório de Recursos Terapêuticos

Consentimento formal de participação no trabalho de mestrado
“Avaliação eletromiográfica da fadiga muscular periférica e desempenho muscular respiratório”.

Nome _____

Endereço _____

Cidade _____ Cep _____ Fone _____

Objetivo do estudo:

A presente pesquisa tem como objetivo verificar a atividade elétrica da musculatura respiratória e periférica frente a uma atividade física.

Procedimentos

Explicação dos Procedimentos:

O experimento terá duração de aproximadamente 40 minutos, onde o voluntário será submetido a análise da atividade elétrica dos músculos respiratórios e periféricos através de 4 eletrodos fixados à pele por uma fita dupla-face. Sendo um eletrodo posicionado na região lateral do pescoço, dois eletrodos posicionados no tórax e um eletrodo na coxa, todos os eletrodos do lado direito.

Possíveis Benefícios:

Contribuição na análise do desempenho muscular de diferentes musculaturas frente uma atividade física

Das informações:

- Os voluntários não serão submetidos a riscos durante a fase do exame eletromiográfico, sendo necessário somente à colocação de eletrodos percutâneos na região do pescoço, tórax e coxa. O procedimento em questão não causa qualquer desconforto ou sensação dolorosa;
- O voluntário tem a garantia que receberá respostas a qualquer pergunta ou esclarecimento quanto aos procedimentos, riscos ou benefícios da pesquisa;
- Em qualquer fase do estudo, os voluntários poderão retirar o termo de consentimento e com isso deixar de fazer parte do estudo, sem que isto leve à penalidade;
- Os procedimentos desta pesquisa estão de acordo com as diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa envolvendo seres humanos atendendo à Resolução nº 196, de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde do Ministério da Saúde – Brasília/DF;
- Os pesquisadores asseguram a privacidade da voluntária quanto a sua identidade e aos dados envolvidos com o estudo. Os resultados obtidos neste estudo serão divulgados exclusivamente para fins acadêmicos;
- O local dos exames será o Laboratório de Recursos Terapêuticos do Programa de pós-graduação em Fisioterapia - campus Taquaral;
- Os pesquisadores asseguram o custo com transporte necessário para que o voluntário participe da pesquisa, sendo assim, este não terá nenhum custo financeiro adicional com a pesquisa;
- Na eventualidade de qualquer dano, os pesquisadores asseguram o tratamento integral da voluntária sem nenhum custo financeiro às mesmas;
- Uma cópia do projeto “**Avaliação eletromiográfica da fadiga muscular periférica e desempenho muscular respiratório**” estará à disposição das voluntárias para consulta e/ou esclarecimentos de dúvidas no laboratório de recursos terapêuticos.

Eu _____,RGnº _____ CPF

nº _____, abaixo assinado, concordo em participar do estudo “Avaliação eletromiográfica da fadiga muscular periférica e desempenho muscular respiratório”, proposto pelo Prof. Dr Dirceu Costa e pela aluna Christiane Riedi.

Tenho pleno conhecimento da justificativa, objetivos e benefícios esperados e dos procedimentos a serem executados, bem como da possibilidade de receber esclarecimentos sempre que considerar necessário. Será mantido sigilo quanto à identificação de minha pessoa e zelo de minha privacidade. Ao mesmo tempo assumo o compromisso de retornar nos períodos que me forem solicitado e seguir as recomendações estabelecidas pelos pesquisadores. Também concordo que os dados obtidos ou quaisquer informações permaneçam como propriedade exclusiva dos pesquisadores. Dou pleno direito da utilização desses dados e informações para uso no ensino, pesquisa e divulgação em periódicos científicos.

Eu li e entendi todas as informações contidas neste documento, assim como as da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

Aluna Responsável: Christiane Riedi – Mestranda em Fisioterapia contato: criedi@unimep.br

Orientador: Prof. Dr. Dirceu Costa- Professor do PPG Mestrado em Fisioterapia contato: dcosta@unimep.br

Piracicaba, _____ de _____ de 2004.

Assinatura do Voluntário

ANEXO B

Piracicaba, 15 de março de 2005.

Para: Prof. Dirceu Costa

De: Coordenação do Comitê de Ética em Pesquisa – CEP-UNIMEP

Ref.: Aprovação do protocolo de pesquisa n° 98/04 e indicação de formas de acompanhamento do mesmo pelo CEP-UNIMEP

Vimos através desta informar que o Comitê de Ética em Pesquisa da UNIMEP, após análise, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa n° 98/04, com o título **“Avaliação Eletromiográfica da Fadiga Muscular Periférica e Desempenho Muscular Respiratório”** sob sua responsabilidade.

O CEP-UNIMEP, conforme as resoluções do Conselho Nacional de Saúde é responsável pela avaliação e acompanhamento dos aspectos éticos de todas as pesquisas envolvendo seres humanos promovidas nesta Universidade.

Portanto, conforme a Resolução do CNS 196/96, é atribuição do CEP “acompanhar o desenvolvimento dos projetos através de relatórios anuais dos pesquisadores” (VII.13.d). Por isso o/a pesquisador/a responsável deverá encaminhar para o CEP-UNIMEP um relatório anual de seu projeto, até 30 dias após completar 12 meses de atividade, acompanhado de uma declaração de identidade de conteúdo do mesmo com o relatório encaminhado à agência de fomento correspondente.

Agradecemos a atenção e colocamo-nos à disposição para outros esclarecimentos.

Atenciosamente,



Gabriele Cornelli

COORDENADOR

ANEXO C

IDENTIFICAÇÃO: Nº _____

FICHA DE AVALIAÇÃO

Nome: _____ Idade: _____

Data nascimento: _____ Sexo : (M) (F)

Telefone: _____

Estado civil: _____ Profissão: _____

Endereço: _____

I. Estilo de vida:

1. Possui o hábito de fumar?(S) (N) Já fumou antes? (S) (N)
2. Quanto tempo? _____
3. Quantos cigarros/dia? _____
4. Quando parou? _____
5. Realiza algum tipo de atividade física?(N) (S)
6. Com que frequência? _____
7. Qual a duração? _____
8. Qual o tipo de atividade? _____

II.Exame físico:

PA _____ mmHg FC: _____ bpm Sp O2 _____ %

Peso: _____ Kg Altura: _____ cm IMC: _____

Comprimento da coxa _____

Força muscular respiratoria:

PI_{máx} prevista: $y = -0,49 \cdot (\text{anos}) + 110,4 =$

$y = -0,80 \cdot (\text{anos}) + 155,3 =$

PE_{máx} prevista: $y = -0,61 \cdot (\text{anos}) + 115,6 =$

$y = -0,81 \cdot (\text{anos}) + 165,3 =$

PI_{máx}: _____ / _____ / _____ cmH₂O

PE_{máx}: _____ / _____ / _____ cmH₂O

ANEXO D

ESCALA DE BORG CR10

0	Nenhuma
0,5	Extremamente leve
1,0	Muito, muito leve
2,0	Leve
3,0	Moderado
4,0	
5,0	Pesado
6,0	
7,0	Muito pesado
8,0	
9,0	
10,0	Extremamente pesado

10. APÊNDICES

APÊNDICE A

Coeficiente de variação e erro padrão da variável eletromiográfica de RMS para TER

TEMPO		RI		IT		50%TER		100%TER		RF	
MUSC.	NORM.	CV	EP	CV	EP	CV	EP	CV	EP	CV	EP
SCM	BRUTO	0,75	0,14	0,82	1,62	0,81	1,97	0,72	2,69	0,45	0,08
	PICO	0,33	0,005	0,33	0,004	0,21	0,004	0,21	0,004	0,30	0,004
	MEDIA	0,57	0,05	0,67	0,08	0,47	0,004	0,32	0,005	0,41	0,005
	CICLO	1,37	0,05	1,42	0,004	1,19	0,004	1,43	0,009	0,82	0,002
INT	BRUTO	0,20	0,004	0,64	0,004	0,56	0,004	0,86	0,009	0,42	0,002
	PICO	0,44	0,002	0,48	0,004	0,45	0,004	0,42	0,004	0,36	0,002
	MEDIA	0,52	0,02	0,55	0,036	0,58	0,02	0,61	0,031	0,43	0,008
	CICLO	0,81	0,01	0,78	0,035	0,76	0,03	0,75	0,046	0,77	0,013
DIA	BRUTO	0,49	0,11	0,79	0,4	0,75	0,33	0,61	0,26	0,56	0,12
	PICO	0,43	0,003	0,45	0,003	0,48	0,003	0,43	0,003	0,39	0,002
	MEDIA	0,51	0,004	0,53	0,004	0,55	0,003	0,48	0,003	0,42	0,003
	CICLO	0,93	0,03	1,10	0,07	2,01	0,13	0,91	0,05	0,94	0,02

CV: coeficiente de variação, EP: erro padrão, BRUTO: sinal sem normalização, PICO: sinal normalizado pelo pico, MEDIA: sinal normalizado pela média; CICLO: sinal normalizado pelo primeiro ciclo respiratório; SCM: esternocleidomastoideo, INT: intercostal; DIA: diafragma; MUSC: músculos; NORM: normalização; RI: repouso inicial; IT: início do teste; 50% TER: 50% teste de endurance respiratória; 100%TER: 100% teste de endurance respiratória; RF: repouso final.

APÊNDICE B

Coeficiente de variação e erro padrão da variável eletromiográfica de FM para TER

TEMPO		RI		IT		50%TER		100%TER		RF	
MUSC.	NORM.	CV	EP	CV	EP	CV	EP	CV	EP	CV	EP
SCM	BRUTO	0,17	1,58	0,17	1,69	0,18	1,87	0,17	1,91	0,2	1,508
	CICLO	0,24	0,02	0,20	0,02	0,22	0,02	0,22	0,02	0,23	0,024
INT	BRUTO	0,17	1,29	0,3	2,99	0,23	2,23	0,22	2,18	0,28	1,95
	CICLO	0,24	0,02	0,26	0,03	0,27	0,03	0,26	0,03	0,25	0,02
DIA	BRUTO	0,14	1,23	0,15	1,22	0,14	1,19	0,16	1,309	0,11	0,9
	CICLO	0,21	0,02	0,21	0,02	0,21	0,02	0,22	0,02	0,18	0,02

CV: coeficiente de variação, EP: erro padrão, BRUTO: sinal sem normalização, CICLO: sinal normalizado pelo primeiro ciclo respiratório; SCM: esternocleidomastoideo, INT: intercostal; DIA: diafragma; MUSC: músculos; NORM: normalização; RI: repouso inicial; IT: início do teste; 50% TER: 50% teste de endurance respiratória; 100%TER: 100% teste de endurance respiratória; RF: repouso final.

APÊNDICE C

Coeficiente de variação e erro padrão da variável eletromiográfica de RMS para TE

TEMPO		RI		IT		50%TE		100%TE		RF	
MUSC	NORM	CV	EP	CV	EP	CV	EP	CV	EP	CV	EP
SCM	BRUTO	0,5	0,09	0,37	0,09	0,44	0,16	0,46	0,4	0,72	0,22
	PICO	0,5	0,004	0,47	0,004	0,49	0,004	0,33	0,004	0,42	0,004
	MEDIA	0,5	0,04	0,52	0,04	0,49	0,05	0,43	0,06	0,44	0,08
	CICLO	0,4	0,04	0,37	0,041	0,4	0,06	0,55	0,21	0,65	0,10
INT	BRUTO	0,40	0,06	1,24	0,08	0,84	0,25	0,41	0,24	0,53	0,16
	PICO	0,40	0,002	0,37	0,01	0,47	0,01	0,37	0,03	0,38	0,02
	MEDIA	0,43	0,04	0,35	0,04	0,52	0,09	0,44	0,10	0,39	0,07
	CICLO	0,43	0,04	0,34	0,03	0,75	0,12	0,51	0,13	0,42	0,07
DIA	BRUTO	0,66	0,18	0,81	0,37	0,73	0,43	0,74	0,87	0,49	0,18
	PICO	0,44	0,003	0,4	0,003	0,52	0,003	0,49	0,004	0,5	0,003
	MEDIA	0,48	0,005	0,43	0,008	0,52	0,03	0,53	0,07	0,54	0,09
	CICLO	0,58	0,04	0,54	0,06	0,68	0,10	0,62	0,16	0,64	0,07
RC	BRUTO	0,88	0,16	0,47	0,57	0,56	1,57	0,6	2,61	0,68	0,14
	PICO	0,34	0,004	0,27	0,008	0,41	0,01	0,35	0,02	0,31	0,007
	MEDIA	0,54	0,008	0,62	0,11	0,52	0,14	0,51	0,09	0,55	0,01
	CICLO	0,79	0,02	0,62	0,12	0,91	0,31	1,04	0,75	0,87	0,03

CV: coeficiente de variação, EP: erro padrão, BRUTO: sinal sem normalização, PICO: sinal normalizado pelo pico, MEDIA: sinal normalizado pela média; CICLO: sinal normalizado pelo primeiro ciclo da pedalada; SCM: esternocleidomastoideo, INT: intercostal; DIA: diafragma; RC: reto da coxa MUSC: músculos; NORM: normalização; RI: repouso inicial; IT: início do teste; 50% TE: 50% teste ergométrico; 100%TE: 100% teste ergométrico; RF: repouso final.

APÊNDICE D

Coeficiente de variação e erro padrão da variável eletromiográfica de FM para TE

TEMPO		RI		IT		50%TE		100%TE		RF	
MUSC	NORM	CV	EP	CV	EP	CV	EP	CV	EP	CV	EP
SCM	BRUTO	0,2	1,83	0,19	1,49	0,17	1,44	0,17	1,38	0,15	1,22
	CICLO	0,27	0,03	0,16	0,18	0,24	0,02	0,19	0,019	0,21	0,02
INT	BRUTO	0,21	1,85	0,41	3,81	0,5	5,14	0,48	4,40	0,3	2,46
	CICLO	0,23	0,02	0,22	0,02	0,47	0,05	0,30	0,03	0,23	0,02
DIA	BRUTO	0,16	1,46	0,17	1,26	0,13	1,01	0,16	1,31	0,14	1,09
	CICLO	0,16	0,01	0,13	0,01	0,13	0,01	0,18	0,01	0,15	0,01
RC	BRUTO	0,48	5,06	0,13	0,82	0,12	0,85	0,14	0,92	0,13	4,33
	CICLO	0,49	0,07	0,17	0,01	0,15	0,01	0,17	0,01	0,52	0,07

CV: coeficiente de variação, EP: erro padrão, BRUTO: sinal sem normalização, CICLO: sinal normalizado pelo primeiro ciclo da pedalada; SCM: esternocleidomastoideo, INT: intercostal; DIA: diafragma; RC: reto da coxa; MUSC: músculos; NORM: normalização; RI: repouso inicial; IT: início do teste; 50% TE: 50% teste ergométrico; 100%TE: 100% teste ergométrico; RF: repouso final.

APÊNDICE E

Intervalo de confiança e teste de normalidade das variáveis fisiológicas durante o TE

		FC	SpO2
RI	IC	[82,18; 86,80]	[97,04; 97,52]
	SW	0,0036	0,0000
IT	IC	[105,53; 111,89]	[96,38; 97,10]
	SW	0,0001	0,0000
50%TE	IC	[122,86; 130,98]	[96,48; 97,22]
	SW	0,0028	0,0000
100%TE	IC	[142,15;154,77]	[95,99; 96,79]
	SW	0,000	0,0000
RF	IC	[121,71;130,14]	[96,32; 96,75]
	SW	0,0000	0,0000

IC: intervalo de confiança; SW: teste de normalidade Shapiro-wilks, FC: frequência cardíaca; SpO2; saturação periférica de oxigênio, RI: repouso inicial, IT: início do teste; 50%TE: 50% teste ergométrico; 100% TE: 100% teste ergométrico, RF: repouso final

APÊNDICE F

Intervalo de confiança e teste de normalidade das medidas de pressões respiratórias e variáveis eletromiográficas

	IC	SW
PI _{max}	[103,54; 113,45]	0,0000
PE _{max}	[100,44;114,31]	0,0002
RMS _{snor} SCM	[0,13; 0,17]	0,0000
FM SCM	[96,07; 104,58]	0,004
RMS _{snor} INT	[0,099; 0,11]	0,210
FM INT	[75,96; 85,67]	0,0000
RMS _{snor} DIA	[0,10; 0,11]	0,05
FM DIA	[74,11; 81,17]	0,0000

IC: intervalo de confiança; SW: teste de normalidade Shapiro-wilks; PI_{máx}: pressão inspiratória máxima; PE_{máx}: pressão expiratória máxima, RMS_{snor}: valor de RMS normalizado pelo pico; FM: frequência mediana, SCM: esternocleidomastoideo; INT intercostal; DIA: diafragma

APÊNDICE G

Teste de normalidade e intervalo de confiança para as variáveis eletromiográficas durante o TE.

variável		RMSnor SCM	FM SCm	RMSnor INT	FM INT	RMSnor DIA	FM DIA	RMSnor RC	FM RC
RI	IC	[0.06; 0.08]	[81.22; 88.61]	[0.05; 0.06]	[76.43; 83.8]	[0.06; 0.08]	[78.4; 84.22]	[0.1; 0.11]	[86.57; 106.72]
	SW	0.001	0.0001	0.06	0.0001	0.08	0.0000	0.01	0.0000
IT	IC	[0.08; 0.1]	[77.91; 83.84]	[0.05; 0.06]	[79.39; 94.58]	[0.06; 0.08]	[75.49; 80;46]	[0.11; 0.12]	[65.7; 68.97]
	SW	0.0117	0.004	0.147	0.0000	0.0000	0.0000	0.09	0.0000
50%TE	IC	[0.07; 0.09]	[76.59; 82.36]	[0.05; 0.06]	[83.9; 104,38]	[0.06; 0.07]	[73.22; 77.27]	[0.1; 0;12]	[65.55; 66.93]
	SW	0.033	0.0000	0.0131	0.0000	0.000	0.0000	0.064	0.0000
100% TE	IC	[0.12; 0.14]	[72.57; 78.05]	[0.06; 0.07]	[75.64; 93.26]	[0.07; 0.08]	[72.27; 77.49]	[0.13; 0.15]	[63.05; 66.73]
	SW	0.0001	0.0000	0.1698	0.000	0.009	0.0000	0.19	0.0000
RF	IC	[0.08; 0.1]	[73.61; 78.47]	[0.06; 0.07]	[74.16; 89.91]	[0.05; 0.07]	[71.81; 77.25]	[0.1; 0.11]	[71.97 ;89.2]
	SW	0.229	0.000	0.150	0.0000	0.001	0.0000	0.26	0.0000

IC: intervalo de confiança; SW: teste de normalidade Shapiro-wilks; RMSnor: valor de RMS normalizado pelo pico; FM: frequência mediana, SCM: esternocleidomastoideo; INT intercostal; DIA: diafragma; RC; reto da coxa; RI: repouso inicial, IT: inicio do teste; 50%TE: 50% teste ergométrico; 100% TE: 100% teste ergométrico, RF: repouso final

APÊNDICE H

Teste de normalidade e intervalo de confiança para as variáveis eletromiográficas durante o TER.

VARIÁVEL		RMSnor SCM	FM SCM	RMSnor INT	FM INT	RMSnor DIA	FM DIA
RI	IC	[0,11; 0,13]	[83,96; 90,27]	[0,053; 0,064]	[80,71; 87,04]	[0,063; 0,076]	[75,69; 81,79]
	SW	0,028	0,0000	0,0000	0,02	0,0000	0,0000
IT	IC	[0,11;0,13]	[88,44; 95,19]	[0,084; 0,1]	[85,11; 97,02]	[0,065; 0,079]	[72,22; 78,19]
	SW	0,0031	0,0012	0,002	0,000	0,0055	0,0000
50%TER	IC	[0,11; 0,13]	[89,35; 96,82]	[0,097; 0,10]	[84,74; 92,91]	[0,065; 0,08]	[73,84; 79,77]
	SW	0,0000	0,0000	0,002	0,0000	0,0006	0,0000
100%TER	IC	[0,13; 0,14]	[89,9; 97,5]	[0,097; 0,11]	[84,23; 92,91]	[0,072; 0,087]	[70,62; 76,83]
	SW	0,0002	0,0054	0,0001	0,0000	0,014	0,00000
RF	IC	[0,12; 0,14]	[80,31; 86,3]	[0,053; 0,062]	[78,02; 85,81]	[0,056; 0,066]	[73,35; 78,39]
	SW	0,119	0,0014	0,0000	0,0000	0,0000	0,00000

IC: intervalo de confiança; SW: teste de normalidade Shapiro-wilks; RMSnor: valor de RMS normalizado pelo pico; FM: frequência mediana, SCM: esternocleidomastoideo; INT intercostal; DIA: diafragma; RI: repouso inicial, IT: início do teste; 50%TER: 50% teste de endurance respiratória; 100% TER: 100% teste de endurance respiratória, RF: repouso final

